

Aus dem Institut für Arbeitsphysiologie und
Rehabilitationsforschung der Universität Marburg (Lahn)
Direktor: Professor Dr. G. Hildebrandt

Über die Veränderungen der Herz- und
Atemperiodenstreuung bei Tretarbeit mit
verschiedenen Frequenzen und ihre Beziehung
zum Trainingszustand

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der gesamten Medizin der Philipps-Universität Marburg
Fachbereich Humanmedizin

vorgelegt von

Gerold Schwarz

aus Breslau / Schlesien

Marburg 1973

Druck: Görich & Weiershäuser, Marburg

Aus dem Institut für Arbeitsphysiologie und
Rehabilitationsforschung der Universität Marburg (Lahn)
Direktor: Professor Dr. G. Hildebrandt

Über die Veränderungen der Herz- und
Atemperiodenstreuung bei Tretarbeit mit
verschiedenen Frequenzen und ihre Beziehung
zum Trainingszustand

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der gesamten Medizin der Philipps-Universität Marburg
Fachbereich Humanmedizin

vorgelegt von

Gerold Schwarz

aus Breslau / Schlesien

Marburg 1973

Druck: Görich & Weiershäuser, Marburg



Angenommen vom Fachbereich Humanmedizin
der Universität Marburg / Lahn am 12. Juni 1973

gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Direktor: Prof. Dr. med. H. Oepen (Dekan)

Referent: Prof. Dr. med. G. Hildebrandt

Correferent: Prof. Dr. med. K. Golenhofen

Meinen Eltern in Dankbarkeit gewidmet



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Inhaltsübersicht

	Seite
I. <u>Einleitung</u>	5
II. <u>Methodik</u>	
1. Allgemeine Übersicht	7
2. Versuchspersonen	7
3. Untersuchungsanordnung	11
4. Untersuchungsmethoden	11
a) Ergometrie	11
b) Pulsregistrierung	12
c) Atmungsregistrierung	12
d) Registriergerät	13
e) Subjektive Bewertung der Arbeitsschwere	13
5. Untersuchungsablauf	13
6. Auswertung und statistische Methodik	15
a) Frequenz und Frequenzverhältnisse	15
b) Periodendauer und Periodenstreuung	15
III. <u>Ergebnisse</u>	
1. Frequenzverhalten von Herzschlag und Atmung.	17
2. Periodenvariabilität von Herzschlag und Atmung.	20
a) im Versuchsablauf	20
b) In Abhängigkeit von der mittleren Periodendauer	23
3. Der Einfluß der Tretfrequenz	28
IV. <u>Diskussion</u>	
1. Zur Nomenklatur	38
2. Zur Methodik	39
3. Zu den Ergebnissen	
a) Die Herz- und Atemperiodendauer und ihre Variabilität	42
b) Die Herz- und Atemperiodenstreuung und ihre Beziehung zum Trainingszustand	44
c) Der Einfluß der Tretfrequenz	49
d) Zur physiologischen Bedeutung und Ursache der Veränderung von Herz- und Atemperiodenstreuung bei Tretarbeit	50
V. <u>Zusammenfassung</u>	58
VI. <u>Literaturverzeichnis</u>	60

I. Einleitung

In neuerer Zeit hat die Untersuchung rhythmischer Funktionen unter verschiedenen Gesichtspunkten auch im Rahmen von Funktionsprüfungen an Bedeutung gewonnen (HILDEBRANDT 1962, 1967). Dabei ist einerseits die sog. Koordination von Frequenz und Phase verschiedener Rhythmen als auch die Variabilität der Periodendauer einzelner rhythmischer Funktionen näher geprüft worden (HILDEBRANDT u. KLEIN 1969; HILDEBRANDT u. Mitarb. 1959; GADERMANN u. Mitarb. 1961; MILLAHN u. ECKERMANN 1966; DUPONT u. HILDEBRANDT 1971; u.a.). Insbesondere sind auch für die rhythmische Koordination Beziehungen zur körperlichen Leistungsfähigkeit bzw. zum Trainingszustand aufgedeckt worden.

Der Einfluß der körperlichen Leistungsfähigkeit auf die Pulsfrequenzarrhythmie wurde erstmals von REINDELL (1935) und SCHLOMKA u. REINDELL (1936) systematisch während der Erholungsphase nach verschiedenen starken Belastungen untersucht. TIITSO und PEHAP (1937) prüften den Zusammenhang zwischen respiratorischer Arrhythmie und Leistungsfähigkeit eines Organismus in Ruhe und bei Arbeit und fanden eine allgemeine Verringerung derselben während Arbeitsbelastung. Die grundlegende Arbeit von FLEISCH und BECKMANN (1932) über "Die raschen Schwankungen der Pulsfrequenz, registriert mit dem Pulszeitschreiber" zeigt eine brauchbare Methodik zur Ermittlung der Pulsperiodendauer und deren Streuung und macht erstmals Angaben über deren Mittelwert und physiologischen Streubereich. LÜHR (1933) sowie BRAUCH u. PRESSLER (1951) wiesen den Einfluß von Krankheiten des Myokards und der Lunge auf die "Feinschwankungen der Pulszeit" nach, während JORDAN (1954, 1955, 1960) über die Abhängigkeit der Herzzeitstreuung von Alter, Größe, Geschlecht, Herzmuskel- und Herzrhythmusstörungen, vom Wachzustand eines Organismus, von der vegetativen Ausgangslage, Pharmaka sowie von Gesundheits- und Trainingszustand berichtete. GÜNTHER (1942) fand auch konstitutionelle Beziehungen zur Variabilität des Pulses.

Eine Beeinflussung der Pulsperiodenstreuung durch eine CO_2 - Badekur wurde von HILDEBRANDT (1959 b) nachgewiesen; BARTENWERFER (1959), KALSBECK (1963, 1964, 1967), LUCZAK (1969) und KLIMMER (1970) fanden eine solche bei mentaler und psychischer Belastung. Die neuesten Untersuchungen über die Veränderung der Pulsperiodenstreuung in Abhängigkeit von der Arbeitsschwere finden sich bei LAURIG u. PHILIPP (1970, 1971) und KLIMMER (1970), während die Herzperiodenstreuung in ihrer Beziehung zum Trainingszustand und unter längerer Arbeitsbelastung bisher noch nicht untersucht wurde.

Die Periodendauern der Atmung und deren Variabilität in Abhängigkeit vom Trainingszustand eines Organismus war unseres Wissens noch nie Gegenstand einer näheren Analyse. Lediglich im Laufe einer 4-wöchigen Kurbehandlung konnte HILDEBRANDT (1959 a) nachweisen, daß neben der Normalisierung der Atemfrequenz auf einen mittleren Bereich auch eine weitgehende Normalisierung der zeitlichen Gestaltung des Atemrhythmus stattfindet, d.h. die Variabilität der Atemperiodendauern mittelgroße Werte anstrebt.

Die vorliegenden Untersuchungen wurden mit dem Ziel unternommen, das Verhalten der Herz- und Atemperiodenstreuung bei trainierten und untrainierten Versuchspersonen in einem Arbeitsversuch mit vier verschiedenen vorgeschriebenen Tretfrequenzen zu untersuchen und zu prüfen, ob das Verhalten und die Höhe der Variabilität von Herzschlag und Atmung eine Bewertungsgrundlage für den Trainingszustand eines Organismus darstellen können.

II. Methodik

1. Allgemeine Übersicht

In der Zeit von Juli 1969 bis Januar 1970 wurden bei je acht trainierten und untrainierten Versuchspersonen in insgesamt 64 Versuchen Elektrokardiogramm und Atmung in Ruhe, während Tretarbeit auf dem Fahrradergometer mit 60 Watt und vier verschiedenen Tretfrequenzen (30, 50, 70 und 90 U/min) sowie nach 10 min Erholungszeit fortlaufend registriert.

2. Versuchspersonen

Bei den insgesamt 16 Versuchspersonen handelte es sich um gesunde Männer im Alter von 20 bis 30 Jahren (Mittl. Alter der Trainierten 24,4 Jahre, der Untrainierten 25,4 Jahre). Alle stellten sich unentgeltlich zur Verfügung, sodass ein hinreichender Leistungswille vorausgesetzt werden konnte. Von der Untersuchung weiblicher Probanden wurde abgesehen, um Einflüsse des Menstruationszyklus auf die Ergebnisse auszuschliessen (Lit.-Übersicht s. ARTNER 1954, 1960; HILDEBRANDT 1962).

Die Einteilung in Trainierte und Untrainierte erfolgte aufgrund einer eingehenden Befragung über Gesundheitszustand, ausgeübte Sportarten, Anzahl der wöchentlichen Trainingsstunden sowie der in Wettkämpfen erbrachten Leistungen. Die Angaben des Probanden wurden in einem individuellen Untersuchungsbogen zusammengefasst, der ausser den Angaben über Trainingszustand, Alter, Grösse und Gewicht auch solche über die Rauchgewohnheiten enthielt.

Die Befragungsergebnisse bezüglich des Trainingszustandes sind in Tabelle 1 u. 2 zusammengestellt. Dabei wurden zunächst vier Gruppen unterschieden, von denen die Leistungssportler und sportlich Trainierten zu einer gemeinsamen Gruppe "Trainierte" und die beiden Teilgruppen

der Untrainierten und Gelegenheitssportler zur Gruppe der "Untrainierten" zusammengefasst wurden.

Da sich die mehrfachen Untersuchungen jeder Versuchsperson über einen längeren Zeitraum erstreckten, war es erforderlich, sich vor jedem Einzelversuch zu vergewissern, daß der Proband sich gesund und voll leistungsfähig fühlte.

Tabelle 1

Versuchspersonen und Erhebungsbogen über den Grad des Trainingszustandes

LEISTUNGSSPORTLER

Nr.	Name	Alter Jahre	Größe cm	Gewicht kg	Raucher	Sportart	Std./ Wo.	Trainings- leistg./Wo.	sportl. Erfolge
1	J.M.	23	172	62	0	Langstrecken- läufer	12	30 km Waldlauf Sportpflichtstd.	11. Platz Deutsche Meisterschaft im Orientierungsl. 1969
2	W.Z.	23	182	68	0	Langstrecken- läufer	10	50 km Waldlauf allg. Konditions- training	Vize-Bezirksmeister 900m, Dtsch. Mann- schaftsmeister Waldlauf 1969
3	R.Sch	25	180	80	0	Mittelstrecken- läufer	8	60 km Waldlauf Konditions- training	Hessischer Meister über 800 m, 1967
4	P.K.	23	180	80	0	Zehnkämpfer, Stabhochsprung	8	3 mal Leichtathl. Konditionstraining 3 mal Stabhoch- sprung	12-bester Zehn- kämpfer in Hessen 1968
5	H.J.	27	175	56	0	Radfahren, Wandern	7	60 km Radfahren Krafttraining	keine
<u>SPORTLICH TRAINIERTE</u>									
6	G.H.	25	178	67	0	Turnen, Leichtathletik	6	Leichtathl.-Trai- ner, Sportpfl. Std.	keine
7	K.Sch	29	170	65	10 Zig	Volleyball, Badminton	5	2 mal Badminton 1 mal Volleyball	Mitgl.d.Univ.-Mann- schaft in Badminton
8	T.A.	20	185	81	0	Mittel-u. Lang- streckenläufer	6	Langlauftraining s.8 Wo.Sportpfl. Std.	1000 m in 2 : 42,1 3000 m in 9 : 50,0

Tabelle 2 Versuchspersonen und Erhebungsbogen über den Grad des Trainingszustandes

UNTRAINIERTE

Nr.	Name	Alter Jahre	Größe cm	Gewicht kg	Raucher	Sportart	Std./ Wo.	Trainings- leistg./Wo.	sportl. Erfolge
1	K.P.	24	186	80	0	keine	0	keine	keine
2	B.K.	24	190	95	25 Zig.	Schwimmen	0-1	gelegentlich Schwimmen	keine
3	E.WK.	26	170	55	0	Paddeln Skilauf	0	gelegentlich am Wochenende	keine
<u>GELEGENHEITSSPORTLER</u>									
4	S.A.	25	182	75	0	Tischtennis Leichtathleth. Schwimmen	3	2 mal Tisch- tennisstraing. im Verein	Hessen u. Bezirks- meist. 1963 im Tischtennis, früh. guter Sportler
5	H.Bi.	30	177	63	0	Bergsteigen Wandern	4	regelmässig Klettern od. Wand.am Wochen- ende	keine
6	H.Be.	28	176	65	0	Wandern, Wald- lauf, Radfahren	3	1-2 mal Wald- lauf od. Radf.	keine
7	W.J.	23	183	80	0	Waldlauf	0-1	Waldlauf von 2 km	keine
8	O.T.	22	188	73	0	Skilauf	0-1	geleg. Teilnahme am freiw. Stud.- sport	keine

3. Untersuchungsanordnung

Die Belastungsversuche mit den vier verschiedenen Tretfrequenzen wurden bei beiden Gruppen an je 4 verschiedenen Tagen durchgeführt. Um systematische Einflüsse der Reihenfolge der gefahrenen Tretfrequenzen auszuschliessen, wurden diese zufällig variiert.

Da tagesrhythmische Einflüsse auf die Leistungsfähigkeit bzw. das Leistungspulsverhalten bekannt sind (MELLEROWICZ 1962; VOIGT u. Mitarb. 1968; HILDEBRANDT 1971 u.a.), aus technischen Gründen aber keine genau gleichen Untersuchungszeiten eingehalten werden konnten, wurden die zwischen 10.00 und 20.00 Uhr anberaumten Untersuchungen zeitlich so verteilt, dass zwischen Trainierten und Untrainierten keine wesentlichen Unterschiede bestanden.

Um thermische Standardbedingungen für die Arbeitsversuche einzuhalten (vgl. MELLEROWICZ 1962), wurde die Lufttemperatur im Versuchsraum mittels eines über ein Kontaktthermometer gesteuerten elektrischen Raumlüfterhitzers auf $23 (\pm 1)^{\circ} \text{C}$ konstant gehalten, die relative Luftfeuchtigkeit schwankte zwischen 30 und 75 %. Zum Schutz vor Wandtemperaturdifferenzen wurde der Messplatz mit spanischen Wänden, die mit Stoff bespannt waren, abgeschirmt.

4. Untersuchungsmethoden

a) Ergometrie

Alle Belastungsversuche wurden auf demselben Fahrradergometer vom Typ MONARK nach Prof. ÅSTRAND (Vertrieb f. Deutschl. Fa. W. Wilken, Karlsruhe) durchgeführt, das als Sonderausführung einen grossen Drehzahlmesser besass. Da die Bremsung bei diesem Ergometer durch einen gewichtsbelasteten Gurt am Schwungrad erfolgt, konnte die Eichung leicht regelmässig kontrolliert werden. Die vom Drehzahlmesser angezeigten Umdrehungszahlen wichen nach Prüfung nicht unwesentlich von der tatsächlichen Pedalumdrehungszahl ab, sodass zur

Einstellung der von uns gewählten Tretfrequenzen von 30, 50, 70 und 90 U/min entsprechende Eichmarken am Umdrehungszahlmesser angebracht werden mussten. Dazu wurde eine Lichtschranke mit Photozelle so am Ergometer montiert, dass beim Niedertreten des li. Pedals jeweils ein negativer Ausschlag auf dem Registrierstreifen erzeugt wurde. In den Eichversuchen wurde die wahre Tretfrequenz durch Auszählung dieser Registriermarken bestimmt, auch während der Arbeitsversuche diente die Markierung zur Kontrolle der wahren Pedalumdrehungszahl.

Aus den für jede Umdrehungszahl berechneten Weglängen des Schwungradumfanges konnte das für die Leistung von 60 Watt erforderliche Bremsgewicht errechnet werden.

b) Pulsregistrierung

In allen 64 Einzelversuchen wurde die Herzaktion durch eine bipolare Ableitung des Elektrokardiogramms fortlaufend registriert. Wir verwendeten dazu runde Silberblechelektroden von 20 mm Durchmesser, die über der Herzspitze und dem Sternum in Höhe des 5. Intercostalraums mit LeukoplastL(luftdurchlässig) fixiert wurden. Bei dieser Position waren die Störungen der Ableitung durch Muskelaktionsströme und zugleich auch die Behinderung des Probanden am geringsten. Um den Hautwiderstand herabzusetzen, wurde die Haut, wenn erforderlich, rasiert; als Kontaktmittel benutzten wir Elektrodengelee (Herst.: F. Hellige u. Co., Freiburg/Br.).

c) Atmungsregistrierung

Um die Atmung störungsfrei registrieren zu können und vor allem Fehler durch Mitübertragung von Muskelbewegungen auszuschalten, umgingen wir eine pneumatische Abnahme der Atembewegungen vom Rumpf und verwendeten ein thermoelektrisches Verfahren, welches aufgrund des sprunghaften Temperaturwechsels im Naseneingang den Beginn von Inspiration und Expiration scharf abbildet (vgl. VAN DER VALK 1950; GOLENHOFEN u. HILDEBRANDT 1958 u.a.). Wir benutzten das von STORCH (1967) entwickelte Messelement, das aus einem der Nase angeformten Plexiglashalter besteht, dessen gebogene Fortsätze in beide

Nasenlöcher hineinragen und je 4 Lötstellen einer Thermo-
säule tragen, deren Vergleichslötstellen in einen Kunst-
stoffkörper von Raumtemperatur eingeschmolzen sind. Die
Zuleitungen wurden in einem dünnen PVC-Schlauch über Nasen-
rücken und Stirn zur Verstärkereinheit des Registriergerätes
geführt.

Dieses Verfahren gewährleistet einen ungestörten spontanen
Atemablauf, da auch bei Mundatmung eine einwandfreie Atem-
kurve entsteht und die Anordnung infolge ihres geringen
Gewichtes die Versuchspersonen in keiner Weise behindert.

d) Registriergerät

Elektrokardiogramm, Atmung und Pedalumdrehungsmarken wurden
gemeinsam auf einem Mehrkanal-Direktschreiber HELCOSCRIPTOR
(Herst.: F. Hellige u. Co., Freiburg/Br.) fortlaufend re-
gistriert. Das Gerät liefert ausserdem eine Zeitmarkierung
von 1 sec. Die Papiergeschwindigkeit wechselte zwischen
2,5 mm/sec zur einfachen Frequenzbestimmung und 50 mm/sec
zur Ausmessung der Periodendauern.

e) Subjektive Bewertung der Arbeitsschwere

Zur vergleichenden Beurteilung der subjektiven Arbeitsschwere
bei den verschiedenen Tretfrequenzen hatten die Versuchs-
personen nach jedem Einzelversuch die Aufgabe, auf einer 6-
stufigen Skala ihr subjektives Urteil abzugeben. Dabei be-
deutete die Note 1 das Werturteil "sehr angenehme", die
Note 6 das Urteil "sehr unangenehme, d.h. stark ermüdende
Tretfrequenz".

5. Untersuchungsablauf

Nach der Befragung über Befinden und augenblicklichen Gesund-
heitszustand setzten sich die Versuchspersonen zur Einstel-
lung der Sattelhöhe auf das Fahrradergometer, wobei darauf
geachtet wurde, dass die Knie beim Niedertreten nicht ganz
gestreckt wurden. Die Kleidung bestand nur aus Sporthose
und Sportschuhen. Zur anschliessenden Vorruhe wurden die

Probanden auf einer Untersuchungs-liege entspannt und bequem gelagert und auf Wunsch mit einer Wolldecke zuge-deckt. Während dieser Zeit wurden die Messfühler für Elektro-kardiogramm und Atmung angelegt, wobei auf eine sorgfältige Erdung von Proband und Geräten geachtet wurde.

Nach mindestens 10 min Ruhezeit wurde mit der Registrierung der Ruhewerte von Herzschlag und Atmung begonnen, und zwar zunächst zur Ermittlung der Frequenzwerte über 4 min mit einer Papiergeschwindigkeit von 2,5 mm/sec. Während der folgenden 5. Minute wurde die Papiergeschwindigkeit zur Ausmessung der Periodendauern auf 50 mm/sec erhöht.

Im Anschluss an die Ruheregistrierung im Liegen nahmen die Versuchspersonen wieder auf dem Ergometer Platz. Nach einer kurzen Pause, die zur Befestigung der Ableitungskabel erforderlich war wurde das Registrierprogramm mit 4 min langsamer Schreibung und 1 min schneller Schreibung zur Ermittlung der Ruhewerte im Sitzen wiederholt.

Unmittelbar anschliessend mussten die Versuchspersonen das Fahrradergometer zunächst ohne Bremsung antreten, bis die gewünschte Tretfrequenz erreicht war. Erst dann wurde die geforderte Belastung von 60 Watt am Handrad eingestellt und unter regelmässiger Kontrolle des Zeigerausschlages an der Skala während der ganzen 20 min Arbeitszeit konstant gehalten. Während der Arbeitszeit wurde folgendes Registrierprogramm durchgeführt:

In der 5., 10., 15. und 20. Arbeitsminute Registrierungen zur Ermittlung der Periodendauern mit der Papiergeschwindigkeit 50 mm/sec., von der 6.-9., 11.-14. sowie 16.-19. Arbeitsminute Registrierungen mit 2,5 mm/sec zur fortlaufenden Kontrolle der Frequenzen.

Nach Arbeitsende blieben die Probanden auf dem Ergometer-sattel weitere 15 min sitzen, wobei sie auf Wunsch die Füsse auf die dafür vorgesehenen Fussstützen setzen konnten. Nach 10 min Erholungszeit wurde wiederum für 4 min eine Frequenz-kontrolle mit der langsamen Schreibung durchgeführt, anschliessend während der 15. Erholungsminute die schnelle Schreibung zur Ermittlung der Periodendauern.

6. Auswertung und statistische Methodik

Herz- und Atemfrequenz wurden aus den Registrierstreifen fortlaufend über die ganze Untersuchungszeit hin für jede einzelne Minute ausgezählt, und zwar jeweils auf eine Dezimale genau. Strecken mit offensichtlich gestörtem Atemrhythmus (Husten, Sprechen etc.) wurden ausgeschieden und die Frequenz der brauchbaren Strecken auf volle Minuten umgerechnet. Darüberhinaus wurde aus den errechneten 1-min-Mittelwerten von Herz- und Atemfrequenz jeweils der Puls-Atem-Quotient (HILDEBRANDT 1953, 1960) bestimmt.

Herz- und Atemperiodendauern wurden aus den schnell registrierten Abschnitten ausgemessen, die Herzperiodendauer von R-Zacken-Beginn zu R-Zackenbeginn mit einer Ablesegenauigkeit von 0,1 mm entsprechend 2 msec, die Atemperiodendauer von Inspirationsbeginn zu Inspirationsbeginn mit einer Ablesegenauigkeit von 0,5 mm entsprechend 10 msec. Die Messwerte von je 50 aufeinander folgenden Herzperioden sowie sämtliche Atemperioden der betreffenden Minute wurden in Listen zusammengestellt. Nicht berücksichtigt wurden wiederum diejenigen Atemperioden, die offensichtlich gestört waren.

Die Berechnung des arithmetischen Mittelwertes sowie der Standardabweichung (Sigma) wurde mit einem elektronischen Tischrechner mit fest programmierten Funktionen (DIEHL-Sigmatron; Herst. DIEHL Rechensysteme, Nürnberg) in einem Rechengang durchgeführt. Die Formel für die Standardabweichung (Sigma) lautet:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum (x - M)^2}{n - 1}}$$

Als Mass für die Periodenstreuung von Herzschlag und Atmung wurde in Anlehnung an HILDEBRANDT (1959 a u. b) der Variabilitätskoeffizient (VC) von je 50 Herzperioden bzw. der Atemperioden jeder Minute bestimmt:

$$VC = \frac{\sigma}{M} \cdot 100$$

Der mittlere Fehler des Mittelwertes (Sigma M) wurde nach der Formel

$$\sigma_M = \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$$

bestimmt. Die Differenz von Mittelwerten wurde mit dem t-Test (Student-Verteilung) auf Signifikanz geprüft (Wissenschaftliche Tabellen DOCUMENTA GEIGY, 7. Aufl. 1968). Dabei errechnet sich der mittlere Fehler der Differenz gemäss:

$$\sigma_{MD} = \sqrt{\sigma_{M_1}^2 + \sigma_{M_2}^2}$$

Der Tabellenwert zur Ermittlung der Irrtumswahrscheinlichkeit (p) ergibt sich aus:

$$T = \frac{D}{\sigma_{MD}}$$

Die Signifikanzschranken wurden folgendermassen festgelegt:

- $p > 0,05$: nicht signifikant
- $p < 0,05$: schwach signifikant
- $p < 0,01$: signifikant
- $p < 0,001$: hoch signifikant

Das Schiefemaß (S) der Häufigkeitsverteilungen nach PEARSON (stat. Literatur: siehe DOCUMENTA GEIGY, 7. Aufl. 1968) wurde errechnet nach der Formel:

$$S = \frac{aM - Mo}{\sigma}$$

a M = arithmetischer Mittelwert

Mo = Modalwert

Der Modalwert (Mo) wurde nach folgender Formel bestimmt:

$$Mo = x_g + \frac{n_0 - n_{-1}}{2n_0 - n_{-1} - n_{+1}} \cdot d$$

x_g = unterer Grenzwert der stärksten Klasse

n_0 = Häufigkeit der stärksten Klasse

n_{-1} = Häufigkeit der unteren Nachbarklasse

n_{+1} = Häufigkeit der oberen Nachbarklasse

d = Klassenbreite

III. Ergebnisse

1. Frequenzverhalten von Herzschlag und Atmung

In Abb. 1 ist der mittlere Verlauf der Herzfrequenz, der Atemfrequenz sowie des Puls-Atem-Quotienten für die Trainierten und Untrainierten über den ganzen Ablauf der jeweils 4 Versuche mit den verschiedenen Tretfrequenzen hin dargestellt. Die Herzfrequenz (Abb. 1, Oben) zeigt im Mittel der beiden Gruppen ein praktisch paralleles Verhalten, wobei die Werte der Trainierten stets gering über denen der Untrainierten liegen. Dabei zeigt der Anstieg der Herzfrequenz beim Übergang vom Liegen zum Sitzen sowie auch der Arbeitspulsanstieg bis zur 5. Arbeitsminute keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen. Wichtig für die Beurteilung der weiteren Ergebnisse ist, dass die Herzfrequenz bereits in der 5. Arbeitsminute ein steady state eingestellt hat, das in beiden Gruppen bis zum Arbeitsende gehalten wird. Auch der Rückgang der Herzfrequenz bis zur Nachkontrolle von der 11. bis 15. Erholungsminute ist bei Trainierten und Untrainierten praktisch parallel, in beiden Gruppen besteht kein signifikanter Unterschied mehr zu den Vorwerten im Sitzen.

Der mittlere Verlauf der Atemfrequenz (Abb. 1, Mitte) beider Gruppen zeigt dagegen statistisch gesicherte Unterschiede. Bereits die Ruhewerte liegen bei den Trainierten um fast 5 A/min signifikant höher ($p < 0,001$). Diese Differenz wird im weiteren Versuchsablauf beim Übergang zum Sitzen sowie während Arbeit und Erholung in etwa gleicher Größe beibehalten, wobei die interindividuellen Streuungen in der Gruppe der Trainierten während Liegen, Sitzen, Arbeit und Erholung stets geringer sind als bei den Untrainierten. Auch die Atemfrequenz stellt sich in beiden Gruppen schon nach 5 Arbeitsminuten auf ein konstantes Niveau im Sinne des steady state ein.

Infolge des überwiegenden Einflusses der Atemfrequenz zeigen sich auch im mittleren Verlauf des Puls-Atem-Quotienten der beiden Gruppen sichere Unterschiede. Die Quotienten der

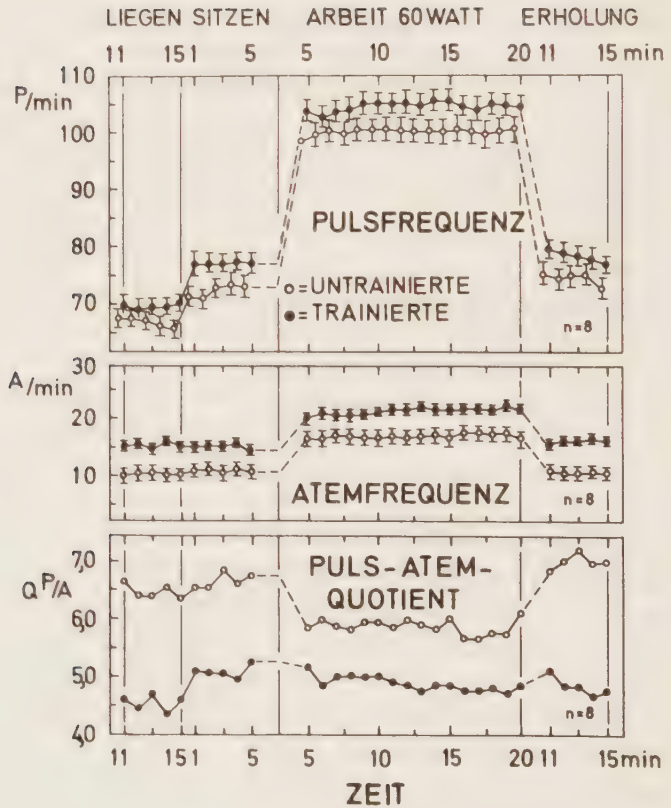


Abb. 1: Mittlerer Verlauf der 1-min-Mittelwerte von Puls- und Atemfrequenz sowie der daraus errechneten Frequenzverhältnisse im Liegen, Sitzen, während Tretarbeit und Erholung. Die Klammern bezeichnen den Bereich des mittleren Fehlers der Mittelwerte.

Trainierten liegen im Mittel während des ganzen Versuches um etwa eine Einheit niedriger. Die Gruppenunterschiede des Puls-Atem-Quotienten sind insbesondere während der Arbeit, wo zudem im wesentlichen konstante Verhältnisse bestehen, statistisch gesichert.

Insgesamt zeigen also die Trainierten und Untrainierten hinsichtlich der Herzfrequenz in Ruhe, bei Arbeit und nach Erholung keine wesentlichen Differenzen. Sichere Unterschiede bestehen aber im Verlauf der Atemfrequenz, die während aller Versuchsabschnitte bei den Trainierten gesichert höher liegt und zu entsprechenden Differenzen auch im Verhalten des Quotienten aus Puls- und Atemfrequenz führt. Beide Gruppen erreichen während der Arbeit ab der 5. Arbeitsminute ein stabiles steady state, welches eine sichere Beurteilung der Periodenvariabilität erlaubt.

2. Periodenvariabilität von Herzschlag und Atmung

a) Im Versuchsablauf

Auch zur Darstellung des mittleren Verlaufs der Periodenvariabilität von Herzschlag und Atmung der beiden Gruppen in Abb. 2 wurden die individuellen Variabilitätskoeffizienten aus den vier Einzelversuchen mit unterschiedlicher Tretfrequenz zunächst zu einem individuellen Mittelwert zusammengefasst, aus dem der Gruppendurchschnitt errechnet wurde.

Der Verlauf des Variabilitätskoeffizienten der Herzperiodendauer (VC_{PPD}) (Abb. 2, oben) zeigt bei beiden Gruppen einen ziemlich ähnlichen Verlauf. Beim Übergang vom Liegen zum Sitzen steigt die Variabilität an, mit Arbeitsbeginn nimmt sie steil und signifikant in beiden Gruppen ($p < 0,001$) ab, strebt während der Arbeit einem konstanten Niveau zu, um nach Arbeitsende innerhalb 15 min wieder in den Bereich der Ausgangswerte anzusteigen. Obwohl die beiden Gruppen hinsichtlich der Herzfrequenz keine wesentlichen Differenzen zeigten (vgl. Abb. 1), bestehen in der Grösse der Herzperiodenvariabilität deutliche Unterschiede. Schon in Ruhe liegt der mittlere Variabilitätskoeffizient der Trainierten um 2,8 % statistisch sicher unter dem der Untrainierten. Beim Übergang zum Sitzen ist die Differenz zwar verkleinert, tritt aber nach Arbeitsbeginn umso deutlicher wieder hervor. Die Gruppe der Trainierten erreicht ihr signifikant niedrigeres Arbeitsniveau bereits in der 5. Minute, während die untrainierte Gruppe ihr weiterhin höher liegendes steady state der Variabilität erst in der 10. Arbeitsminute einstellt. Nach Erholung beträgt die Gruppendifferenz wie am Anfang wieder fast 3 %.

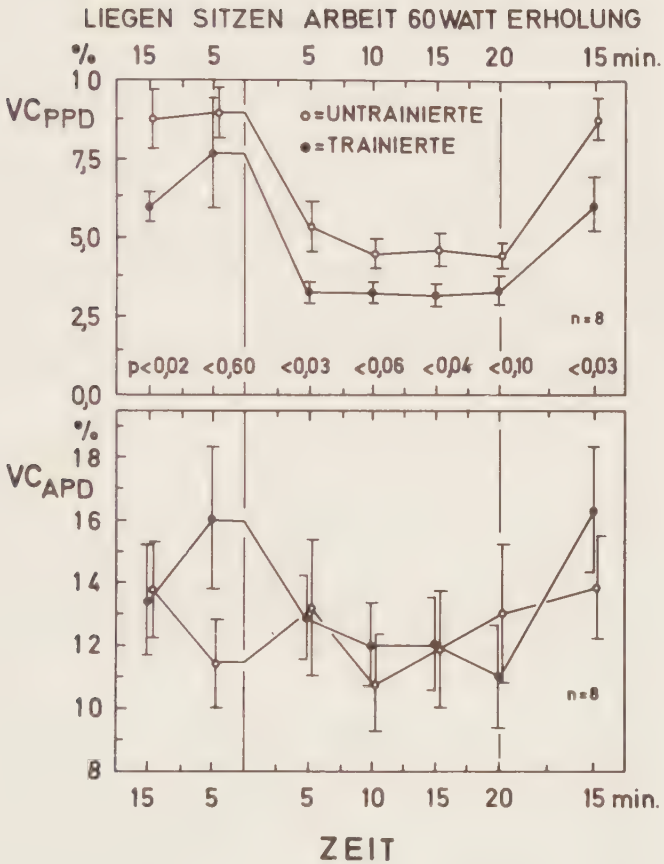


Abb. 2: Mittlerer Verlauf der Mittelwerte der individuellen Variabilitätskoeffizienten über den gesamten Versuchsablauf, oben: der Herzperiodendauern, unten: der Atemperiodendauern. Die Klammern bezeichnen den Bereich des mittleren Fehlers der Mittelwerte. Die p-Werte bezeichnen die Irrtumswahrscheinlichkeit der Mittelwertsdifferenzen zwischen den beiden Gruppen.

Die mittlere Variabilität der Atemperioden (Abb. 2 unten) zeigt im Versuchablauf zwischen den beiden Gruppen der Trainierten und Untrainierten keine statistisch sicheren Unterschiede. Gegenüber den eng beieinanderliegenden Ruhewerten tritt zwar während der Arbeitsbelastung eine gewisse abnehmende Tendenz der Variabilität in Erscheinung, die insbesondere bei den Trainierten gleichmässiger verläuft, dafür ist die mittlere Variabilität der Trainierten aber beim Übergang zum Sitzen vor Arbeitsbeginn im Gegensatz zum Abfall bei den Untrainierten angestiegen. Diese im Sitzen erhöhte Variabilität der Atemperioden bei den trainierten Probanden tritt auch nach der Erholung wieder auffällig hervor, obwohl der Mittelwert dieser Gruppe sich von den vorhergehenden Arbeitswerten nicht ganz auf dem 5 %-Niveau der Signifikanz abhebt.

Da die zur Ermittlung der Periodenvariabilität benutzten Zeiträume von 1 min bei langsamer Atmung nur sehr wenige Atemperioden umfassen (vgl. Diskussion S. 47), haben wir zur Prüfung des Unterschiedes zwischen Trainierten und Untrainierten während der Arbeitsbelastung auch alle 4 Registrierabschnitte zusammengefasst. Wie Abb. 1 zeigte, wird in beiden Gruppen ein hinreichend stabiles steady state der Atemfrequenz eingestellt, sodass diese Zusammenfassung, die auch bei langsamer Atmung im Einzelfall mindestens 4 mal 25 Atem-Perioden ergab, berechtigt schien. Allerdings konnte auch bei diesem Vorgehen kein statistisch sicherer Unterschied der Atemperiodenvariabilität während der Arbeit nachgewiesen werden. Der Mittelwert des Variabilitätskoeffizienten der Trainierten betrug

$$11,99 \% \quad (G_M^+ - 5,52 \%),$$

der der Untrainierten

$$12,23 \% \quad (G_M^+ - 7,70 \%) \quad (p < 0,40).$$

Insgesamt ergibt sich also, dass die Variabilität der Atemperioden trotz der gesicherten Unterschiede im Frequenzverhalten der beiden Gruppen im Versuchablauf keine signifikanten Differenzen erreicht. Dagegen zeichneten

sich die Trainierten hinsichtlich der Variabilität der Herzperioden trotz fehlender Unterschiede im Frequenzverhalten während aller Versuchsabschnitte durch statistisch gesicherte niedrigere Werte aus.

b) In Abhängigkeit von der mittleren Periodendauer

Da einerseits bekannt ist, dass die Periodenvariabilität von Herzschlag und Atmung von der mittleren Periodendauer (Frequenzlage) in einer nicht linearen Form abhängig ist (HILDEBRANDT 1959 a und b; JORDAN 1955, 1960; LAURIG u. PHILIPP 1970; LAURIG u. Mitarb. 1971; PHILIPP u. LAURIG 1972 u.a.) und andererseits neben den mittleren Frequenzunterschieden beider Gruppen auch eine nicht unbeträchtliche interindividuelle Streuung bestand, ist es erforderlich, die Variabilität auch in Abhängigkeit vom jeweiligen Mittelwert der Periodendauern zu prüfen. Zu diesem Zweck sind in Abb. 3 für die Trainierten und Untrainierten die mittleren Variabilitätskoeffizienten der Pulsperiodendauer in Klassen von je 100 msec der mittleren Herzperiodendauer einander gegenübergestellt. Die Zusammenfassung erfolgte ohne Rücksicht auf den Untersuchungsabschnitt, in dem die Messwerte gewonnen wurden.

Die Beziehung zwischen Periodenvariabilität und mittlerer Periodendauer des Herzschlags zeigt formal in beiden Gruppen gewisse Übereinstimmungen, die Kurve der Trainierten liegt aber in allen Bereichen mehr oder weniger deutlich unter der der Untrainierten und bestätigt damit den bereits im Versuchslängsschnitt dargestellten Befund (vgl. Abb. 2). Gemeinsam ist beiden Gruppen die stark zunehmende Variabilität mit steigender Herzperiodendauer bis in den Bereich der Frequenznorm (ca. 835 msec; vgl. HILDEBRANDT 1958, 1959 b, 1960) sowie die Tendenz zu einer muldenförmigen Wiederabnahme der Variabilität im Bereich höherer Periodendauern. Besonders bemerkenswert ist, dass sich die beiden Gruppen im Bereich zwischen 700 und 900 msec Periodendauer (Frequenzbereich 67-86 p/min) in ihren Variabilitätskoeffizienten nicht signifikant unterscheiden,

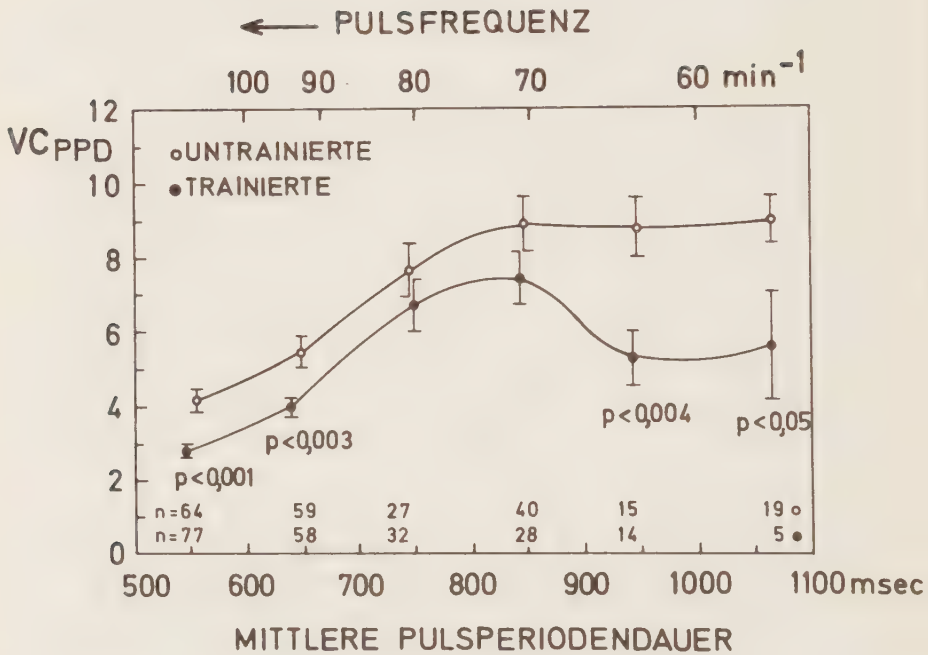


Abb. 3: Mittlere Variabilitätskoeffizienten der Herzperiodendauer in Klassen der mittleren Herzperiodendauer. (Klassengröße 100 msec). n = Klassenhäufigkeiten. Die Klammern bezeichnen den Bereich des mittleren Fehlers der Mittelwerte.

während sie unterhalb und oberhalb dieses Bereichs statistisch gut gesichert auseinanderweichen. Die mit längerer Periodendauer zunehmende Breite der Fehlerbereiche ist überwiegend auf die relativ geringeren Klassenhäufigkeiten zurückzuführen, die naturgemäss durch die häufigeren Registrierungen während Arbeitsbelastung bedingt sind.

In Abb. 4 ist die Abhängigkeit des Variabilitätskoeffizienten der Atemperiodendauern von der mittleren Atemperiodendauer für die Trainierten und Untrainierten dargestellt, wobei wiederum die Zusammenfassung der Klassen ohne Rücksicht auf den Untersuchungsabschnitt sowie auf die Tretfrequenz der Arbeitsbelastung erfolgte. Auch für die Periodenvariabilität der Atmung ist ein mittlerer Bereich (ca 3 - 5 sec mittl. Atemperiodendauer bzw. 12 - 20 A/min) zu erkennen, in dem sich die Variabilitätskoeffizienten der beiden Gruppen nicht signifikant unterscheiden. Zum Bereich schnellerer Atmung hin fällt die Periodenvariabilität in beiden Gruppen ab, wobei hier aber die Werte der Trainierten statistisch signifikant höher bleiben als die der Untrainierten. Vom Mittelbereich zum Bereich langsamerer Atmung hin bestehen ähnlich wie bei der Herzperiodik muldenförmige Schwankungen der Variabilität, in deren Verlauf die mittleren Koeffizienten bei den Untrainierten eine Tendenz zum Rückgang zeigen, während die Werte der Trainierten sich signifikant überhöht davon abgrenzen. Allerdings lässt sich der weitere Verlauf der Beziehung bei den Trainierten wegen der insgesamt höheren Atemfrequenzen nicht so weit wie bei den Untrainierten verfolgen. Überhaupt ist im Vergleich zum Verhalten der Herzperiodenvariabilität zu beobachten, dass die Beziehung zur mittleren Periodendauer bei der Variabilität der Atemperioden wesentlich komplizierter verläuft und möglicherweise durch weitere Faktoren mitbestimmt wird.

Insgesamt ist also festzustellen, dass bei den Trainierten die Variabilität der Herzperiodendauern unter den geprüften Bedingungen geringer und die Variabilität der Atemperioden-

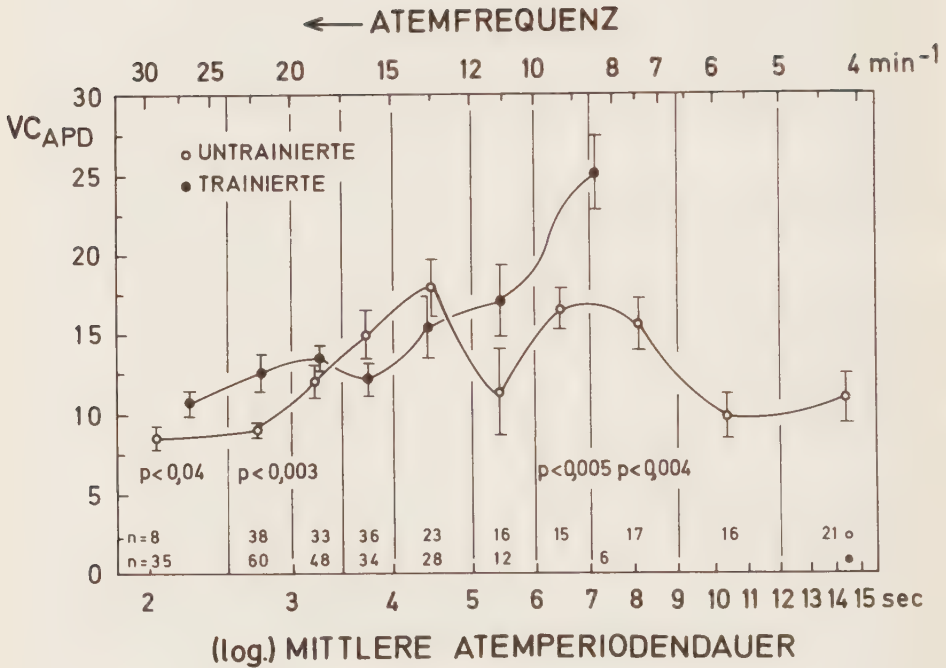


Abb. 4: Mittlere Variabilitätskoeffizienten der Atemperiodendauer in Klassen der mittleren Atemperiodendauer (Klassengröße 1000 msec.). n = Klassenhäufigkeiten. Die Klammern bezeichnen den Bereich des mittleren Fehlers der Mittelwerte.

dauern grösser ist als bei den Untrainierten; diese Unterschiede sind aber nur oberhalb und unterhalb eines mittleren Normalbereichs der Periodendauern signifikant abgrenzbar, während sich im Normbereich beide Gruppen in ihrer Periodenvariabilität nicht sicher unterscheiden.

3. Der Einfluss der Tretfrequenz

In Abb. 5 ist im unteren Abbildungsteil der mittlere Variabilitätskoeffizient der Herzperiodendauer während der Arbeit in Abhängigkeit von der Tretfrequenz für die Gruppen der Trainierten und Untrainierten dargestellt. Dazu wurden jeweils die individuellen Variabilitätskoeffizienten der 5., 10., 15. und 20. Arbeitsminuten zusammengefasst. Im mittleren Abbildungsteil ist die mittlere Herzfrequenzsteigerung der beiden Gruppen gegenüber den Ruhewerten im Sitzen abgebildet. Zusätzlich sind im oberen Abbildungsteil auch die Gruppenmittelwerte der subjektiven Bewertungsnoten der Arbeitsschwere mit ihren Fehlerbereichen angegeben.

Erwartungsgemäss liegt die Variabilität der Herzperioden von den Trainierten bei allen Tretfrequenzen unter der der untrainierten Probanden, die Differenz erreicht aber nur bei 30 U/min das 6 %-Niveau der statistischen Signifikanz. Insgesamt nimmt die Variabilität in beiden Gruppen mit steigender Tretfrequenz ab, aber auch diese Abnahme, die bei den Untrainierten steiler als bei den Trainierten erfolgt, ist statistisch nicht zu sichern. Sie liegt etwa in der Grössenordnung, die sich aus der Beziehung der Periodenvariabilität zur mittleren Periodendauer (vgl. Abb. 3) erwarten lässt. Auch angesichts der Entsprechungen, die im einzelnen in den Kurven der Arbeitspulssteigerung und Herzperiodenvariabilität bestehen, z.B. der steilere Abfall der Variabilität von 30 auf 50 U/min der Untrainierten mit dem stärkeren Arbeitspulsanstieg, lassen sich keine Anhalte dafür gewinnen, dass die Tretfrequenz einen eigenen Einfluss auf die Periodenvariabilität der Herz-tätigkeit ausübt, der nicht den Frequenzeinflüssen entspräche.

Andere Voraussetzungen sind dagegen hinsichtlich der Beziehungen zwischen Tretfrequenz und Atemrhythmus bzw. Atemperiodenvariabilität zu erwarten, da bekannt ist, dass die Atmung in besonderem Masse zur Synchronisation mit Arbeitsrhythmen neigt (ROHRER 1925; DAUMANN 1965;

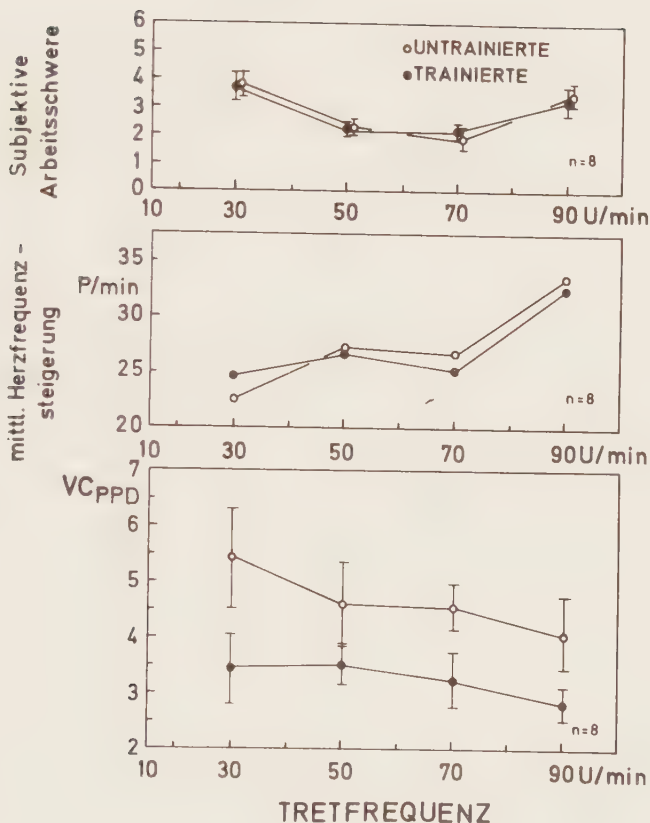


Abb. 5: Oben: Gruppenmittelwerte der subjektiven Bewertungsnoten der Arbeitsschwere mit ihren Fehlerbereichen

Mitte: Mittlere Herzfrequenzsteigerung bei den jeweiligen Trettfrequenzen gegenüber den Ruhewerten im Sitzen

Unten: Mittlerer Variabilitätskoeffizient der Herzperiodendauer in Abhängigkeit von der Trettfrequenz. Die Klammern bezeichnen den Bereich des mittleren Fehlers der Mittelwerte

HILDEBRANDT u. DAUMANN 1965 u.a.), wobei diese Tendenz mit steigender Arbeitsschwere zunimmt.

Unter den Bedingungen einer Phasenkoppelung des Atemrhythmus mit dem Tretrhythmus ist allerdings der Variabilitätskoeffizient kein adäquates Maß für das Periodenverhalten, da er im Prinzip nur bei Normalverteilungen vergleichend anwendbar ist.

HILDEBRANDT (1959a, 1960) hat bereits darauf hingewiesen, dass höhere Grade der Variabilität des Atemrhythmus häufig dadurch hervorgerufen werden, dass die Verteilungsform der Atemperiodendauern keine normale mehr ist. Bei rhythmischer Arbeit sind je nach dem Grad der Koppelung (absolute oder relative Koordination, v. HOLST 1939) entweder Normalverteilungen zu erwarten, bei denen das Häufigkeitsmaximum mit der Periodendauer des Tretrhythmus oder einem ganzzahligen Vielfachen davon zusammenfällt, oder aber bei schwächerer Koppelung bandenförmige Verteilungen der Atemperiodendauern, bei denen ein oder mehrere Häufigkeitsgipfel in ganzzahliger Koordination mit den Tretperioden stehen. Bei wechselndem Kopplungsgrad können außerdem kompliziertere Verhältnisse beobachtet werden.

Diesen Voraussetzungen entsprechend ergab sich bei Auftragung der mittleren Periodenvariabilität der Atmung in Abhängigkeit von der Tretfrequenz während der Arbeit beider Gruppen eine auffällig hohe Streuung der Koeffizienten (Abb. 6), wobei sich naturgemäß keine signifikante Abhängigkeit nachweisen liess.

Wir haben daher auch für jeden Einzelfall die Häufigkeitsverteilungen aller in den 4 schnell registrierten Arbeitsminuten gemessenen Atemperioden auf ihre Verteilungsform geprüft (Beispiele in Abb. 7) und das Ergebnis für die beiden Gruppen der Trainierten und Untrainierten in Abhängigkeit von der Tretfrequenz in Tabelle 3 zusammengestellt. Durch Eintragung der Tretperiodendauer und deren ganzzahligen Vielfachen auf der Abszisse wurde jeweils entschieden, ob der oder die Häufigkeitsgipfel der Atemperiodendauern durch Koppelung bedingt waren oder einem spontanen Atemrhythmus entsprachen.

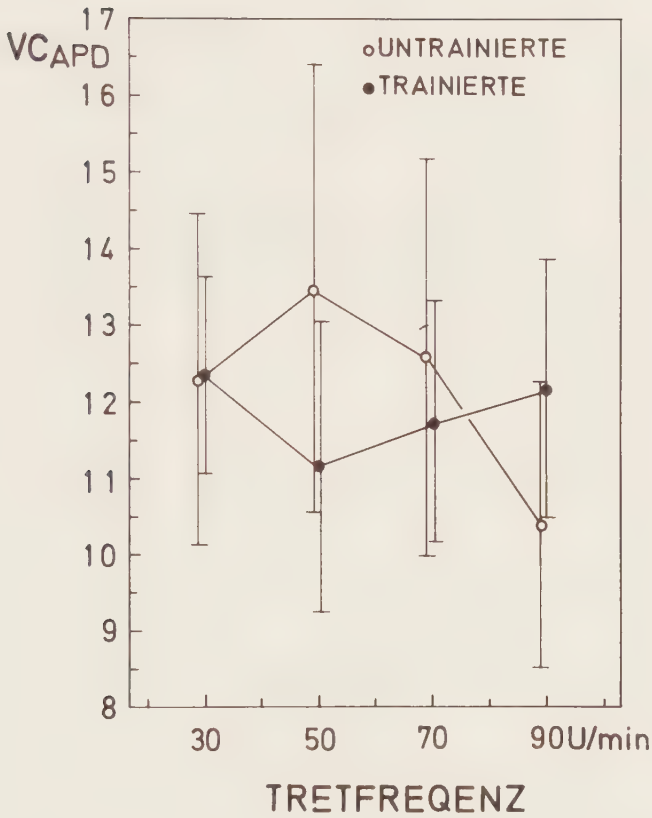


Abb. 6: Mittlerer Variabilitätskoeffizient der Atemperiodendauer in Abhängigkeit von der Tretfrequenz. Die Klammern bezeichnen den Bereich des mittleren Fehlers der Mittelwerte.

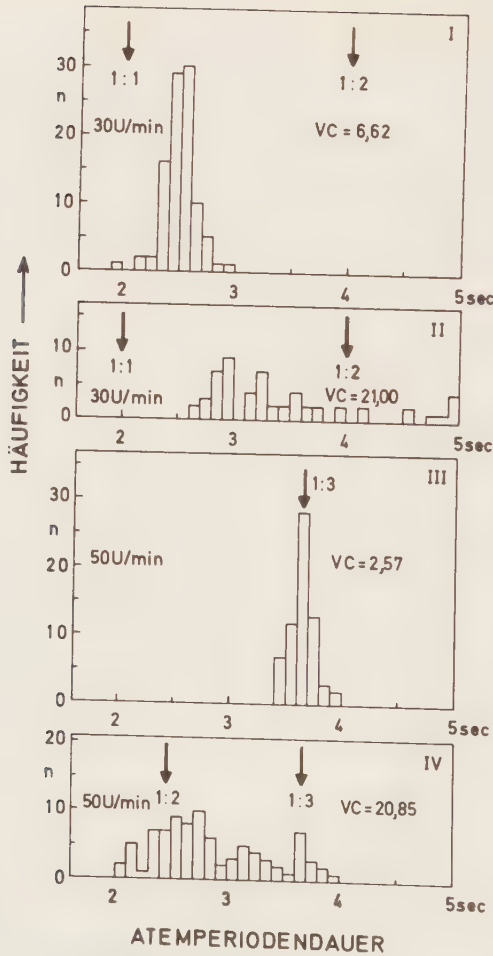


Abb. 7: Beispiele von Verteilungsformen der Atemperiodendauern während Tretarbeit (vgl. Tabelle 3). Die ganzzahligen Kopplungen mit der Tretperiodendauer sind durch Pfeile angedeutet (Klassengröße 100 msec) n = Klassenhäufigkeiten.

- Beispiel: I reine Normalverteilung
 II reines Bandenspektrum
 III Normalverteilung mit Kopplung
 IV Bandenspektrum mit Kopplung

Tabelle 3: Häufigkeitsanalyse der Verteilungsformen der Atemperiodendauern der Trainierten und Untrainierten bei Tretarbeit.

		TRAINIERTE							UNTRAINIERTE							p
OHNE KOPPLUNG	U/min = 30	50	70	90	n	VC _{APD}	σ_m	30	50	70	90	n	VC _{APD}	σ_m	D	
		2	2	0	11	11,95	1,037	5	2	3	0	10	7,58	1,018	4,37	0,003
NORMAL- VERTEILUNG	7															
BANDEN- SPEKTRUM	0	0	0	0	0			3	4	1	1	9	18,66	1,413	-	-
NORMALVER- TEILUNG mit KOPPLUNG	1	4	3	3	11	8,93	1,371	0	1	1	3	5	6,26	1,347	2,67	0,20
BANDENSPEK- TRUM mit KOPPLUNG	0	2	3	5	10	15,30	0,845	0	1	3	4	8	15,61	1,855	-0,31	
prozentuale HÄUFIG- KEIT DER VERTEILUNGS- FORM mit KOPPLUNG	12,5	75	75	100				0	25	50	87,5					

Die Verhältnisse in Ruhe konnten leider nicht in gleicher Weise ausgewertet werden, da hier jeweils nur die Atemperioden einer einzelnen Minute zur Verfügung standen, so dass die Beurteilung der Verteilungsformen zu unsicher wurde

Die Zusammenstellung der Tabelle 3 zeigt zunächst, dass Normalverteilungen ohne Zeichen von Phasenkoppelung mit dem Trettrhythmus in beiden Gruppen etwa gleich häufig vorkommen. Die Häufigkeit nimmt aber mit zunehmender Tretfrequenz schnell ab, da die Koppelungserscheinungen sowohl in Form von Normalverteilungen mit koordiniertem Häufigkeitsgipfel als auch von Bandenspektren zunehmen. Die prozentuale Häufigkeit von Koppelungserscheinungen in Abhängigkeit von der Tretfrequenz ist für beide Gruppen in Abb. 8 nochmals graphisch einander gegenübergestellt. Dabei zeigt sich, dass die relative Häufigkeit von Koppelungserscheinungen in der Atemperiodenverteilung bei den Trainierten in allen Bereichen der Tretfrequenz über der der Untrainierten liegt. Besonders stark weichen die Kurven bei der Tretfrequenz von 50 U/min auseinander, wo die Trainierten bereits sprunghaft einen dreimal so hohen Anteil an Koppelungserscheinungen aufweisen, während die Kurve der Untrainierten gleichmässiger ansteigt. Eine Beziehung zum subjektiven Anstrengungsgefühl lässt sich dabei für beide Gruppen nicht feststellen (vgl. Abb. 5). Ein auffälliger Unterschied zwischen den beiden Gruppen besteht auch darin, dass die Untrainierten besonders bei niedrigen Tretfrequenzen in grosser Häufigkeit bandenförmige Verteilungen der Atemperioden aufweisen, deren Häufigkeitsgipfel keine Koppelungsbeziehungen zum Trettrhythmus erkennen lassen.

Die Frage nach einem Unterschied zwischen Trainierten und Untrainierten hinsichtlich der Variabilität der Atemperiodendauern bei Arbeit kann somit nur durch einen Vergleich der ungekoppelten Normalverteilungen entschieden werden. In Tabelle 3 sind die Zeilenmittelwerte des Variabilitätskoeffizienten mit ihrem mittleren Fehler ange-

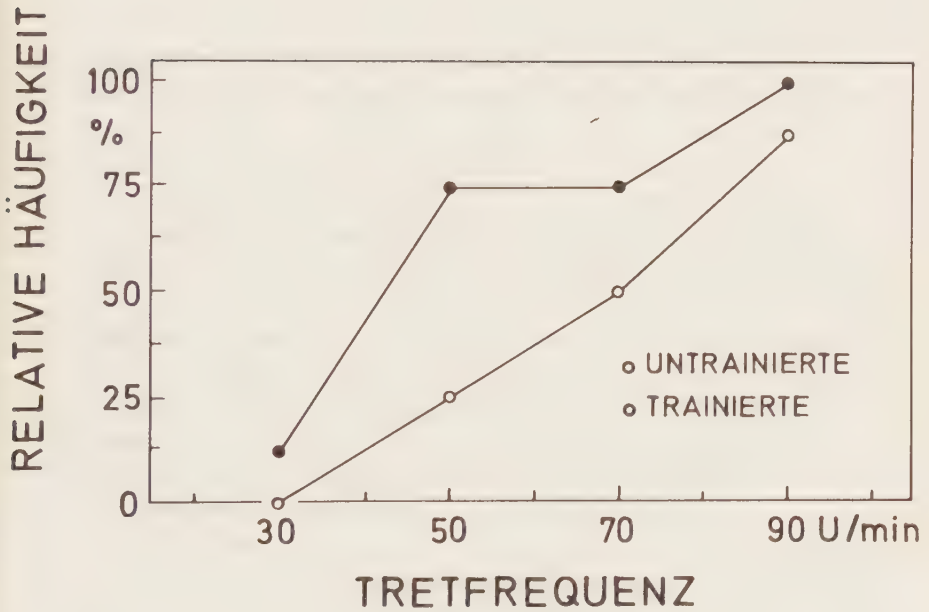


Abb. 8: Relative Häufigkeit von Kopplungserscheinungen der Atmung mit dem Tretrhythmus

geben, wobei zur Erzielung hinreichender Häufigkeiten alle 4 Tretfrequenzen zusammengefasst wurden. Der Mittelwert der Trainierten liegt um 4,37 % statistisch gut gesichert über dem der Untrainierten ($p < 0,003$), so dass die grössere Variabilität der Atemperiodendauern während der Arbeit bei Trainierten auch in Bezug auf gleiche Verteilungsformen nachgewiesen ist. Bemerkenswert ist auch, dass dieser Unterschied auch bei den Normalverteilungen mit Koppelung an den Tretrhythmus qualitativ in gleicher Richtung besteht, wenn dieser hier auch nicht statistisch signifikant ist ($p < 0,20$). Dass die mittlere Variabilität der Atemperioden beim Auftreten von Koppelungserscheinungen bei beiden Gruppen geringer wird, entspricht den Erwartungen.

Die an den ungekoppelten Normalverteilungen entschiedene Aussage, dass die Trainierten bei Arbeit eine höhere Atemperiodenvariabilität als die Untrainierten aufweisen, ist natürlich nur gültig, wenn sie nicht durch die Unterschiede in der Atemfrequenz bzw. mittl. Atemperiodendauer bedingt ist (vgl. Abb. 4). In Abb. 9 sind daher die individuellen Variabilitätskoeffizienten der normal verteilten Atemperiodendauern während der Arbeit nochmals in Abhängigkeit von der mittleren Atemperiodendauer aufgetragen. Wir mussten uns dabei auf den Bereich zwischen 2 und 3,5 sec Atemperiodendauer beschränken, da nur hier bei einer Klassengrösse von 0,5 sec beide Gruppen hinreichend besetzt waren. Das Ergebnis bestätigt die Verhältnisse der Abb. 4 im hohen Frequenzbereich der Arbeitsatmung auch für die hier untersuchten normal verteilten Atemperioden. Mit schnellerer Atmung weichen die mittleren Variabilitätskoeffizienten zunehmend signifikant auseinander, wobei die Trainierten deutlich höher bleiben als die Untrainierten. Mit zunehmender Atemperiodendauer dagegen nähern sich die beiden Mittelwertkurven im Frequenzbereich der normalen Ruheatmung so stark aneinander an, dass keine statistisch sichere Unterscheidung mehr möglich ist.

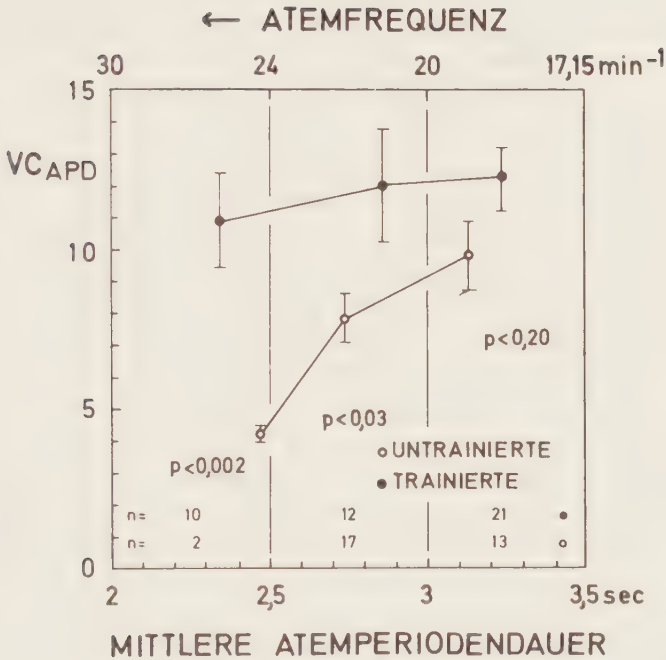


Abb. 9: Mittlere Variabilitätskoeffizienten der normalverteilten Atemperiodendauern während Tretarbeit (vgl. Tabelle 3) in Klassen der mittleren Atemperiodendauern (Klassengrösse 500 msec.).
n = Klassenhäufigkeiten. p = p-Werte der Mittelwertsdifferenzen.
Die Klammern bezeichnen den Bereich des mittleren Fehlers der Mittelwerte.

Insgesamt hat sich daher die Aussage, das Trainierte sich während der Arbeitsbelastung durch eine grössere Variabilität der Atemperiodendauern gegenüber Untrainierten auszeichnen, auch bei der Prüfung der für eine Vergleichbarkeit der Variabilitätskoeffizienten geforderten Normalverteilungen der Atemperiodendauern bestätigen lassen.

IV. Diskussion

1. Zur Nomenklatur

In den vorliegenden Untersuchungen wurde die mittlere quadratische Abweichung der Herzperiodendauer von ihrem arithmetischen Mittelwert, gemessen am zeitlichen Intervall von R-Zackenbeginn zu R-Zackenbeginn im EKG, als Herzperiodenstreuung bezeichnet. HILDEBRANDT (1959 b) sowie DAUMANN (1965) verwendeten dafür den Begriff Pulsperiodenstreuung. Da die R-Zackenabstände vom Beginn der Herzerregung bei normalem Sinusrhythmus zeitlich nur gering streuen (vgl. JORDAN 1954), gibt dieses Streuungsmaß die Feinschwankungen der tatsächlichen Herzperiodendauern gut wieder. Deshalb gebrauchen Untersucher wie (JORDAN 1954, 1955, 1960) und BRAUCH u. PRESSLER (1951) die Begriffe Herzzeitmittel und Herzzeitstreuung. Ältere Autoren sprechen von Pulszeit und Pulszeitstreuung und verstehen darunter die Zeitintervalle des peripheren Pulswellenstosses, gemessen an der A. radialis mittels des Pulszeitschreibers (vgl. FLEISCH u. BECKMANN 1932; LÜHR 1933; TIITSO u. PEHAP 1937). Neueste Untersucher leiteten als Streuungsmaß der Herzperiode den Arrhythmiequotienten ab, der die absolute Schwankung der R-R-Periode hinsichtlich ihrer Größe als auch die Häufigkeit derselben erfaßt (vgl. LAURIG u. PHILIPP 1970; LAURIG u. Mitarb. 1971). Als relatives Maß der Herzperiodenstreuung und Atemperiodenstreuung wurde von uns der Variabilitätskoeffizient (vgl. TIITSO u. PEHAP 1937; JORDAN 1955; HILDEBRANDT 1958, 1959) verwendet, welcher unabhängig von Häufigkeit und Größe der Herz- bzw. Atemperiodendauer deren Streuung in Prozent der zugehörigen mittleren Periodendauer festlegt. Da bei der Auswertung zur Ermittlung des Variabilitätskoeffizienten immer die gleiche Anzahl von Periodendauern zugrundegelegt wurde, ist der Einfluß der Häufigkeiten auf die Varianz unwesentlich, zumal diese Fehlerquelle nur im Bereich kleiner Häufigkeiten zum Tragen kommt (vgl. LAURIG u. PHILIPP 1970).

Ein ähnliches aber ungenaueres Variationsmaß ist der Rhythmusindex (RI) (vgl. REINDELL 1935; SCHLOMKA u. REINDELL 1936), welcher als Grad der Pulsarrhythmie die durchschnittliche Differenz der Summe zwischen den drei größten und drei kleinsten Schlagintervallen in Prozent der mittleren Pulszeit dieser Einzelsummanden angibt.

2. Zur Methodik

Der Ausgangspunkt unserer Untersuchungen machte es erforderlich, die Versuchspersonen von vornherein aufgrund anamnestischer Angaben sehr sorgfältig in zwei Gruppen mit unterschiedlichem Trainingszustand einzuteilen und diese Einteilung in "Trainierte" und "Untrainierte" bei der Ergebnisdarstellung beizubehalten. Auf eine Auswahl durch objektive Messung der körperlichen Leistungsfähigkeit mußte verzichtet werden. Aus versuchstechnischen Gründen mußte auch die Anzahl der Versuchspersonen in Grenzen gehalten werden. Die gefundenen signifikanten Unterschiede der untersuchten Kreislaufgrößen rechtfertigen unser Vorgehen und zeigen, daß die Fehlerbreite der subjektiven Vorauswahl durch die gezielte Befragung in Grenzen gehalten werden konnte.

Um standardisierte Untersuchungsbedingungen und damit objektive Vergleichsmöglichkeiten zwischen beiden Gruppen zu schaffen, wurde eine mittlere Arbeitsbelastung von 60 Watt gewählt, die für Trainierte und Untrainierte sicher unter der Dauerleistungsgrenze liegt (vgl. MÜLLER 1950, 1967; RAUTENBERG u. HULTSCH 1971). Einflüsse des Körpergewichtes auf die Leistungspulsfrequenz sowie des Alters auf die Variabilität der Herzperiodendauer können sicher ausgeschlossen werden, weil die Leistung pro kg Körpergewicht mit 1,16 Watt/kg der Trainierten bzw. 1,22 Watt/kg der Untrainierten kaum differierte (Literaturübersicht s. MELLEROWICZ 1962) und ein nur unwesentlicher Altersunterschied bestand (vgl. JORDAN 1955).

Nicht sicher auszuschließen war ein Einfluß der Tageszeit auf die Höhe von Puls- und Atemfrequenz und deren Variabilität, weil aus technischen Gründen keine genau gleichen Untersuchungszeiten eingehalten werden konnten (vgl. HILDEBRANDT 1958, 1971; MELLEROVICZ 1962; VOIGT u. Mitarb. 1968 u.a.). Allerdings waren die außerhalb der Tagesoptima der Leistungsfähigkeit durchgeführten Versuche anteilmäßig auf beide Gruppen so gleichmäßig verteilt, daß die vergleichende Beurteilung zwischen Trainierten und Untrainierten dadurch nicht wesentlich beeinträchtigt werden konnte.

Da ein Einwirken des Tretrhythmus auf den Atemrhythmus im Sinne einer Kopplung zu erwarten war (ROHRER 1925; v. HOLST 1939; LOEWY 1891; VARALDI 1893; SAUNDERS 1947 u.a.), wurde das Einhalten der vorgeschriebenen Tretfrequenz dauernd überwacht.

Um den Auswertungsaufwand in Grenzen zu halten, wurden zur Bestimmung der Herz- und Atemperiodenstreuung in jedem Untersuchungsabschnitt jeweils nur die Periodendauern einer Minute herangezogen.

Dies wirft die Frage auf, ob die so gewonnenen Streuungswerte auch für die dazwischenliegenden Zeiträume, speziell auch für die Dauer der Arbeit gültig sind und somit Vergleiche gestatten. Da die von uns gewählte Belastungsstufe weit unterhalb der Dauerleistungsgrenze für beide Kollektive liegt (vgl. KARRASCH u. MÜLLER 1951; MÜLLER 1950, 1967 u.a.), kann auch bei verschiedenen Tretfrequenzen für Puls- und Atemfrequenz sowie für Herz- und Atemperiodenstreuung eine hinreichende Konstanz der Verhältnisse über die ganze Arbeitszeit im Sinne eines "steady state" erwartet werden (vgl. HOLLMANN 1959).

Dem entspricht auch unser Befund, daß Puls- und Atemfrequenz sowie der Variabilitätskoeffizient der Herzperiodendauer über die gesamte Arbeitsdauer ein konstantes Niveau einnehmen und der mittlere Fehler der Mittelwerte

dieser Parameter sehr gering ist (vgl. Abb. 1; Abb. 2). Für den Registrierbeginn dürfte der Zeitpunkt richtig gewählt sein, weil bis zu einer Belastung von 120 Watt die Einstellung des "steady state" bzw. der Ergostase in jedem Fall in 5 Minuten abgeschlossen ist (vgl. HOLL-MANN 1959; HILL 1927).

Die Ermittlung der Herzperiodendauer erfolgte in den vorliegenden Untersuchungen anhand des Intervalls von R-Zackenbeginn zu R-Zackenbeginn im EKG. Diese Methode gewährleistet eine exakte Zeitbestimmung der Herzperioden, da diese Meßpunkte im EKG scharf abgebildet werden (vgl. auch S.15). Bei Konstanz von Strichdicke und Absolutgröße des Meß- bzw. Schätzfehlers (vgl. S.15) wird allerdings der resultierende methodische Fehler mit zunehmender Pulsfrequenz und entsprechender Verkürzung der Herzperiodendauer relativ größer. Da jedoch die Variabilität der Herzperiodendauer mit zunehmender Belastung und Pulsfrequenz stark abnimmt (vgl. Abb. 2), dürfte dieser Effekt größenordnungsmäßig keine wesentliche Rolle spielen. Die Methode von FLEISCH u. BECKMANN (1932) sowie LÜHR (1933), die Pulsperiodendauern mit dem Pulszeitschreiber zu ermitteln, ist dagegen naturgemäß ungenauer, weil die Pulswelle von der A. radialis auf den Schreiber erst mit einer Zeitverzögerung zur eigentlichen Herzaktion aufgenommen wird und somit ein träge reagierendes System darstellt, vor allem bei Arrhythmien, da dann die "Schnelligkeit der Arterienfüllung verschieden ist" (LÜHR 1933). Außerdem bleibt die Frage unbeantwortet, ob die Aktion der Herzkammern, deren Ergebnis der periphere Pulswellenstoß ist, in konstanter zeitlicher Beziehung zur Impulssendung aus dem Sinusknoten abläuft, mit anderen Worten, ob die "Pulszeit" auch der tatsächlichen "Herzzeit" entspricht (JORDAN 1954).

Der von REINDELL (1935) und SCHLOMKA u. REINDELL (1936) als Arrhythmiemaß eingeführte Rhythmusindex (R.I.) und

das daraus abgeleitete Verhältnismaß Belastungs-R.I./ Ruhe-R.I. berücksichtigen lediglich eine geringe Anzahl von R-R-Perioden, was zwangsläufig zu einer starken Zufallsstreuung führt.

Als Bezugspunkt zur Ermittlung der Atemperiodendauern wurde in Anlehnung an HILDEBRANDT (1959 a), DAUMANN (1965) sowie STUTTE (1967) der jeweilige Inspirationsbeginn der Atemexkursion gewählt, weil dieser durch den von uns benutzten thermoelektrischen Nasenfühler (STORCH 1967) am genauesten durch die sprunghafte Abkühlung im Naseneingang abgebildet wird.

Zu den Ergebnissen

a) Die Herz- und Atemperiodendauern und ihre Variabilität

Die mittleren Herzperiodendauern in Ruhe schwanken bei unserem Gesamtkollektiv in einem Bereich zwischen 750-850 msec (70,5-80 P/min) mit einem Häufigkeitsmaximum bei 840 msec (71,4) welches sehr genau dem Normbereich der Pulsfrequenz entspricht (vgl. GÜNTHER 1942; HILDEBRANDT 1958, 1960 u.a.). Sehr ähnliche Werte für die mittlere Herzperiodendauer finden sich in der Literatur bei FLEISCH u. BECKMANN (1932); JORDAN (1954, 1955, 1960); HILDEBRANDT (1959 b); KÖSSLING (1960). Ein direkter Vergleich ist allerdings nur unter Berücksichtigung des mittleren Alters der Versuchspersonen erlaubt, weil eine altersabhängige Zunahme der Herzperiodendauer bei gleichzeitiger Abnahme der Herzperiodenstreuung von verschiedenen Autoren gut belegt ist (vgl. GÜNTHER 1942; BRAUCH u. PRESSLER 1951; HILDEBRANDT 1959 b u.a.). BRAUCH u. PRESSLER (1951) sowie JORDAN (1955) gebrauchten dafür den Begriff der Altershypokymatie. Da naturgemäß die Variabilität des Herzschlags außer vom Alter auch von der mittleren Periodendauer abhängig ist (v. SKRAMLIK 1941), ist eine vergleichende Betrachtung nur unter deren Berücksichtigung gestattet. Den bei einem mittlerem Alter von 25 Jahren in unserem Kollektiv gefundenen Mittelwert von 840 msec

gibt auch JORDAN (1955) an, während die mittlere Gesamtstreuung der Herzperiodendauer von 67 ± 32 msec gut den von FLEISCH u. BECKMANN (1932) gefundenen Werten entspricht. JORDAN (1960) und HILDEBRANDT (1959 b) ermittelten wegen ihres älteren Kollektivs etwas niedrigere Streuungswerte.

Die Angaben der verschiedenen Autoren über die Größe des physiologischen Schwankungsbereichs der Herzperiodenstreuung differieren beträchtlich. FLEISCH u. BECKMANN (1932) sehen 30-70 msec als Normalbereich an, während LÜHR (1933) sowie BRAUCH u. PRESSLER (1951) einen Streubereich zwischen 30 und 170 msec als normal ansehen. Die von uns gefundenen mittleren Variabilitäten der Herzperiodendauer von $52 \pm 7,4$ msec der Trainierten und $81,2 \pm 9,4$ msec der Untrainierten liegen somit im mittleren Bereich, während die sich bei unseren Probanden ergebenden Maximal- und Minimalwerte den Gesamtbereich der physiologischen Schwankungsbreite umfassen. Entsprechend der niedrigeren Variabilität des Herzschlags der Trainierten fand sich hier der niedrigste Einzelwert bei einem hochtrainierten Mehrkämpfer mit 21,9 msec, während der höchste Einzelwert mit 158 msec in der Gruppe der Untrainierten bei einer körperlich schwächlichen Versuchsperson auftrat.

Auch im Hinblick auf den Verlauf der Periodenvariabilität von Herzschlag und Atmung in Abhängigkeit von der mittleren Periodendauer finden sich in der Literatur Entsprechungen. So fand HILDEBRANDT (1959 b) bei seinen Untersuchungen an Kurpatienten (mittleres Alter 51,6 Jahre) die Höchstwerte der Periodenvariabilität im Bereich der altersentsprechenden normalen Pulsfrequenz und einen Abfall zu tiefen und hohen Frequenzen hin. Die Werte des Variabilitätskoeffizienten lagen bei diesem Kollektiv insgesamt tiefer, entsprechend der von SCHLOMKA (1937) und anderen Autoren beschriebenen zunehmenden Pulsstarre des Altersherzens.

Auch die Abhängigkeit der Variabilität des Atemrhythmus von der mittleren Periodendauer ist zumindest bei den Untrainierten mit den Ergebnissen von HILDEBRANDT (1959 a) vergleichbar. Der mittlere Bereich der Atemfrequenz zwischen 12 und 20 A/min ist durch eine "Mittellage zwischen Starre und Auflösung" (vgl. HILDEBRANDT 1959 a) gekennzeichnet, entsprechend einem Variabilitätskoeffizienten von 12-18 %; zu höheren Frequenzen hin nimmt mit Abfall des Koeffizienten auch die interindividuelle Streuung ab. Die geringste Variabilität findet sich oberhalb von 25 A/min, hier nähert sich der Atemrhythmus am meisten der Starre bzw. "Isorhythmie" (vgl. BRAUCH u. PRESSLER 1951; HILDEBRANDT 1959 a). Bemerkenswert ist aber, daß auch zu den tiefen Atemfrequenzen hin die Variabilität abnimmt.

Insgesamt stimmen demnach unter Berücksichtigung des Alters und der mittleren Herzperiodendauer die von uns gefundenen Mittel-, Minimal- und Maximalwerte der Herzperiodenstreuung sowie der frequenzabhängige Verlauf der Variabilität von Herzschlag und Atmung gut mit den Ergebnissen der Literatur überein.

b) Die Herz- und Atemperiodenstreuung und ihre Beziehung zum Trainingszustand

Auf einen Zusammenhang zwischen Herzperiodenstreuung und Trainingszustand eines Organismus ist in der Literatur verschiedentlich hingewiesen worden. Nach FLEISCH u. BECKMANN (1932) sowie LÜHR (1933) zeichnen sich kräftige leistungsfähige Menschen in Ruhe durch eine besonders große Pulsperiodenstreuung aus. TIITSO u. PEHAP (1937) fanden dagegen keinen direkten Zusammenhang zwischen körperlicher Leistungsfähigkeit und Größe der respiratorischen Arrhythmie, wiesen

aber darauf hin, daß diese bei Körperarbeit unabhängig von ihrer Ausgangsgröße einer das "Maß der Pulsbeschleunigung überschreitenden Verkleinerung" unterliegt. Nach REINDELL (1935) sowie SCHLOMKA u. REINDELL (1936) wiederum haben trainierte Sportler bei leichten bis mittleren Anstrengungen eine besonders große Herzzeitstreuung während der ersten Minute nach Arbeitsende, woraus diese Autoren den Schluß auf das Vorliegen gleicher Verhältnisse während der Arbeit zogen, ohne diese direkt untersucht zu haben. Darüberhinaus kann die bei diesen Untersuchungen verwendete Verhältniszahl (vgl. S. 39 u. 42) keine Auskunft über die tatsächliche Größe der Herzzeitstreuung in msec geben, da sie lediglich ein Verhältnismaß, das auch die mittlere Herzperiodendauer nicht mit berücksichtigt, für die Herzzeitstreuung vor und nach Belastung darstellt. JORDAN (1960) stellte unter Berücksichtigung der mittleren Herzperiodendauer eine kleinere Herzzeitstreuung bei Gesunden und Sportlern fest als FLEISCH u. BECKMANN (1932). BRAUCH u. PRESSLER (1951) unterschieden die Pulsstarre ("Isorhythmie") mit einer Herzperiodenstreuung zwischen 5 und 30 msec als Zeichen eines degenerativen Herzmuskel- und / oder Koronarprozesses von einer "Eurhythmie" des gesunden Herzens (40-170 msec) und "Arrhythmie" bei noch unregelmäßigerem Herzschlag. Auffallend ist, daß bei sechs Versuchen die Pulsperiodenstreuung unserer Trainierten in Ruhe in den Bereich der Isorhythmie fiel, wobei drei dieser Werte von unseren besttrainierten Leistungssportlern stammten. Über die gesamte Arbeitsdauer überschritten nur 12,5 % der Streuungswerte der Trainierten 30 msec, während bei den Untrainierten 37,5 % über diesem Wert liegen.

Hinsichtlich der Atemperiodenstreuung und ihrer Beziehung zum Trainingszustand finden sich in der Literatur dagegen keine Angaben.

KOBY (1917) fand zwar bei trainierten Versuchspersonen eine bessere Synchronisation des Atemrhythmus mit der Willkürmotorik bei bewußt verlängertem Exspirium. ROHRER (1925) wies der Expirationslage als variabelere Atemphase eine besondere Bedeutung zu, weil diese bei Belastung als "atemmechanisch bedingte Dehnungslage" eine aktive Atemkraft darstellen kann. WENCKEBACH (1935) sah die kräftige und lange Expiration als "kreislaufschonende Atemart" an. Diese Angaben deuten aber nur darauf hin, daß die Grösse der Atemperiodenstreuung wesentlich von der Art der Atemführung mitbestimmt wird.

Eine endgültige Aussage über den Unterschied der Variabilität von Herzschlag und Atmung zwischen Trainierten und Untrainierten ist erst berechtigt, wenn auch der Variabilitätskoeffizient, bezogen auf die Klassenmittelwerte gleich großer Periodendauern von Herzschlag und Atmung, statistisch gesicherte Differenzen ergibt (siehe Abb. 3 u. 4) (vgl. HILDEBRANDT 1959 a u. b). Der bereits erhobene Befund der geringeren Variabilität des Herzschlags der trainierten Sportler wird hier noch verstärkt, weil trotz höherer Pulsfrequenz der Variabilitätskoeffizient im Bereich unter, und oberhalb des Normalbereichs der Herzfrequenz (70,5-80 P/min.) statistisch gesichert tiefer liegt; auch die Variabilität der Atemperiodendauern zeigt unter, und oberhalb eines mittleren Frequenzbereiches von 12-20 A/min statistisch sichere Unterschiede, aber mit dem Unterschied einer höheren Atemperiodenstreuung bei höherer Atemfrequenz der trainierten gegenüber den untrainierten Probanden.

Da bekannt ist, daß auch die Verteilungsformen der Periodendauern einen sicheren Einfluß auf die Variabilität des Herzschlags und der Atmung haben und der Variabilitätskoeffizient als vergleichender Parameter im Prinzip nur bei Normalverteilungen anwendbar ist,

(FLEISCH u. BECKMANN 1932; JORDAN 1960; HILDEBRANDT 1958, 1959 a u. b, 1960, 1962; LAURIG u. PHILIPP 1970; LAURIG u. Mitarb. 1971), haben wir die Verteilungsformen der Periodendauern in jedem Einzelfall während Arbeit geprüft. In den Ruheabschnitten war eine Beurteilung der jeweiligen Verteilungsform nicht möglich, da uns hier nur 50 Herzperioden und bei tiefer Atemfrequenz nur wenige Atemperioden zur Verfügung standen.

Wenn die geringere Herzperiodenstreuung der Trainierten durch andere Verteilungsformen bedingt wäre, müßte es sich um ausgeprägte links-schiefe Verteilungen handeln, da bei einem solchen Verteilungstyp die häufigste Periodendauer kleiner wäre als die durchschnittliche. Wir fanden zwar vornehmlich links-schiefe Verteilungsformen, bei den Trainierten etwas häufiger als bei den Untrainierten, jedoch überschritten die Schiefemasse bei den trainierten Probanden in keinem Falle den Wert von + 0,82 und bei den untrainierten den Wert von + 1,84. Der Einfluß der Periodenverteilungsform auf die Herzperiodenstreuung ist somit vergleichsweise gering, weil die Häufigkeitsverteilungen praktisch Normalverteilungen darstellen und damit auch die Vergleichbarkeit unserer beiden Kollektive nochmals bestätigt wird.

Bei den Verteilungsformen der Atemperiodendauern fanden sich reine Normalverteilungen erwartungsgemäß wesentlich seltener als beim Herzschlag (FLEISCH u. BECKMANN 1932; JORDAN 1952, 1954, 1955, 1960; HILDEBRANDT 1959 a). Wir stellten übereinstimmend mit HILDEBRANDT (1959 a) in 34 % der Fälle bei den Trainierten und in 31 % bei den Untrainierten Normalverteilungen fest, während Bandespektren in fast gleicher Häufigkeit (28 %) nur die Untrainierten aufwiesen. Ein Vergleich der Variabilität der Atemperiodendauern anhand der ungekoppelten Normalverteilungen (vgl. Tab. 3) bestätigte den von uns erhobenen Befund der statistisch größeren Variabilität der Atemperiodendauer der Trainierten. Der zusätzliche Beweis einer frequenzunabhängigen höheren

Variabilität des Atemrhythmus bei den trainierten Sportlern wurde anhand der Abbildung 9 erbracht. Die Ergebnisse von FLEISCH u. BECKMANN (1932), LÜHR (1933), REINDELL (1935) sowie SCHLOMKA u. REINDELL (1936), die eine größere Herzperiodenstreuung bei trainierten Menschen fanden, können wir somit nicht bestätigen. Eine Zunahme der Herzfrequenzarrhythmie während der Erholung, wie sie REINDELL (1935) und SCHLOMKA u. REINDELL (1936) mitteilten, findet sich dagegen auch in unserem Gesamtkollektiv. Ob sich in den unmittelbar an die Arbeit anschließenden Erholungsminuten ein Unterschied im Ausmaß der Herzfrequenzarrhythmie zwischen Trainierten und Untrainierten ergibt, können wir nicht beantworten, weil wir während dieses Zeitraums nicht untersucht haben. Es ist jedoch sehr wahrscheinlich, daß die Trainierten innerhalb der ersten Erholungsminute tatsächlich eine größere Herzperiodenstreuung aufweisen, weil der in dieser Zeit schnellere Pulsfrequenzrückgang (vgl. KARRASCH u. MÜLLER 1951) trainierter Personen durch bewußte Hyperventilation mit Betonung der Expiration (DAVIES and NEILSON 1964) eine ausgeprägte respiratorische Arrhythmie geradezu induziert. Insgesamt ist somit erwiesen, daß die Herzperiodenstreuung trainierter und untrainierter Menschen sich bei Tretarbeit stärker verringert, als es einer rein linearen Beziehung zwischen Periodenvariabilität und Herzfrequenz entspräche (vgl. TIITSO u. PEHAP 1937; JORDAN 1954, 1955, 1960; HILDEBRANDT 1959 b; LAURIG u. PHILIPP 1970), und dabei ein "steady state" der Variabilität mit einer sehr geringen Schwankungsbreite der Streuungswerte einstellt. Die Atemperiodenstreuung zeigt formal eine gleichgerichtete Veränderung, ohne aber eine annähernd gleich große Konstanz der Variabilität zu erreichen. Da die Variabilität des Herzschlags der Trainierten speziell bei der Arbeit statistisch gesichert tiefer liegt und die der Atmung höher als bei den Untrainierten, kann diese als

physiologischer Parameter der Leistungsfähigkeit eines Organismus dienen.

c) Der Einfluß der Tretfrequenz

Einen eigenen Einfluß der jeweils vorgeschriebenen Tretfrequenz auf die Veränderung der Variabilität des Herzschlags haben wir nicht feststellen können. Die Abnahme der Herzperiodenstreuung erfolgte hier lediglich nach Maßgabe des Pulsfrequenzanstiegs bei steigender Tretfrequenz (vgl. Abb. 5) (MICHAELIS u. MÜLLER 1943 u.a.). Die Möglichkeit einer rhythmischen Einengung der Herzschlagfolge durch einen exogenen Fremdrhythmus, die JORDAN (1960) aufzeigte, können wir somit nicht bestätigen.

Demgegenüber wurden unsere Untersuchungen über die Änderung der Atemperiodenstreuung durch die rhythmische Tretarbeit erheblich kompliziert, weil die Atmung im besonderen Maße dazu neigt, mit der Willkürmotorik in Phasenbeziehungen zu treten. Da unter diesen Bedingungen Kopplungen im Sinne einer relativen oder gar absoluten Koordination (v. HOLST 1939) zu erwarten waren, mußte der Einfluß der Tretfrequenz auf die Änderung der Variabilität der Atemperiodendauer unter Zugrundelegung der jeweils vorliegenden Kopplungsformen beurteilt werden (vgl. Tab. 3).

Nach WITKE u. HABERICH (1958) sowie DAUMANN (1965) nimmt die Kopplung zwischen Tret- und Atemrhythmus allgemein mit steigender Arbeitsschwere zu, und KOBAYASHI (1917) wies bei trainierten Sportlern eine bessere Anpassung des Atemrhythmus an die Willkürmotorik als bei untrainierten Personen nach. Auch nach unseren Befunden ist die mit steigender Arbeitsschwere, d.h. schnellerer Tretfrequenz, strenger werdende Koordination von Tret- und Atemrhythmus einmal an der Zunahme der durch konstante Kopplung bedingten Normalverteilungen und der durch wechselnde Kopplung bedingten Bandenspektren,

zum anderen durch die Abnahme des Variabilitätskoeffizienten bei Einstellung eines ganzzahligen Frequenzverhältnisses nachweisbar. Darüberhinaus weisen die Trainierten doppelt so häufig durch Kopplung bedingte Normalverteilungen und etwas häufiger Bandenspektren mit Kopplungen der Atemperiodendauern als die Untrainierten auf. Trotzdem gelang es auch hier an den ungekoppelten Normalverteilungen allein, die höhere Variabilität der Atmung bei Trainierten zu belegen.

Die Frage nach dem Einfluß der Tretfrequenz auf die Variabilität der Atmung beantwortet sich also wie folgt: Immer dann, wenn die Kopplung zwischen Atemrhythmus und Tetrhythmus konstant bleibt, ist eine Normalverteilung zu erwarten, die eine geringere Atemperiodenstreuung als die Spontanatmung aufweist; wechselt dagegen die Kopplung, so ergibt sich immer eine mehrgipflige Verteilungsform mit entsprechender Vergrößerung der Variabilität.

d) Zur physiologischen Bedeutung und Ursache der Veränderung von Herz- und Atemperiodenstreuung bei Tretarbeit.

Nach BROUHA (1960), ROHMERT (1967), MURREL (1971) sowie PHILIPP u. LAURIG (1972) dient die Variabilität der Herzfrequenz als charakteristischer physiologischer Parameter zur Beurteilung der individuellen Beanspruchung bei ergonomischen Untersuchungen. Dabei wird die Variabilität der Herzfrequenz einmal durch die Höhe der Belastung, gemessen an den zeitlichen Schwankungen der Herzperiodendauern im mittleren Arbeitspulsverlauf, zum anderen durch zusätzliche rhythmische und stochastische Einwirkungen beeinflusst. Deshalb unterscheiden PHILIPP u. LAURIG (1972) innerhalb der "Pulsfrequenz-Variabilität" verschiedene Variabilitätsanteile (vgl. Tabelle 4 u. Abb. 10).

Unterhalb der Dauerleistungsgrenze verändert sich danach die Variabilität der Pulsfrequenz als Beanspruchungsgrösse proportional zur Belastungsveränderung und ist abhängig

von der individuellen Leistungsfähigkeit. Dieser Variabilitätsanteil, nach PHILIPP u. LAURIG (1972) Variabilität 1. Ordnung genannt und Gegenstand unserer Untersuchungen, wird zusätzlich von Variabilitäten höherer Ordnung überlagert. Die genannten Autoren kommen aber zu dem Schluß, daß die mit dem Begriff "Arrhythmie" gekennzeichneten Variabilitäten höherer Ordnung kein selbstständiges Maß für die Beanspruchung darstellen, sondern lediglich eine ergänzende Aussage zu den Variabilitäten 1. und 2. Ordnung, die in strenger Beziehung zur Belastung und Beanspruchung stehen, gestatten (vgl. Tabelle 4, u. Abb. 10).

Unter den rhythmischen Anteilen, welche die Variabilität der Herzfrequenz beeinflussen können, wären einmal tagesrhythmische (vgl. VOIGT u. Mitarb. 1968; HILDEBRANDT u. KLEIN 1969) und atemrhythmische Einflüsse zu nennen, zum anderen spontanrhythmische Schwankungen anderer Funktionen, wie 10-sec -Rhythmus des Blutdrucks, 1-min -Rhythmus der peripheren Durchblutung (vgl. GOLEMHOFEN u. HILDEBRANDT 1957, 1958; HILDEBRANDT 1959, 1961) bzw. die sog. Langwellen I, II und III. Ordnung (vgl. JORDAN 1960). Ein Einwirken von stochastischen Momenten, das sog. physiologische Rauschen nach PHILIPP u. LAURIG (1972), kann nur vermutet werden.

FLEISCH u. BECKMANN (1932), TIITSO u. PEHAP (1937), JORDAN (1960) u.a. stellen die Bedeutung der vegetativen Tonuslage für die Größe der Herzperiodenstreuung heraus, welche sich in einer Zunahme der Variabilität bei erhöhtem Vagustonus und in einer Abnahme bei ergotroper bzw. sympathikotoner Kreislaufeinstellung äußert.

Der atemrhythmische Einfluss auf die Herzschlagfolge ist seit WENCKEBACH (1927, 1935), HESS (1935), SCHWEITZER (1935) sowie TIITSO u. PEHAP (1937) unter dem Begriff der respiratorischen Arrhythmie bekannt. Vor allem von KOEPCHEN (1959, 1962) sowie KOEPCHEN u. THURAU (1959, 1958) wurde in jüngerer Zeit der Mechanismus der inspiratorischen Tachykardie und der expiratorischen Bradykardie umfassend bearbeitet.

order of variability			phenomenon and reason of heart rate variation	dependence to stress or strain
variability	variation	0	↑ diurnal cycles (and slower)	non
		1	↗ proportional relation to work load below individual endurance limit depending on the individual capacity	for muscular work + mental work, emotional stress
	arrhythmia	2	↗ superimposition non-linear but monotonous components, for work load above individual endurance limit in consequence of fatigue or recovery effects	for muscular work
		3	↗ non-linear but rhythmic components (respiratory and sinus-arrhythmia)	supposed
		4	↑ stochastic components (physiological noise)	possible
Orders of heart rate variability				

Tabelle 4: Merkmale und Rangstufen der Pulsfrequenz-Variabilität.
(Nach PHILIPP u. LAURIG, 1972)

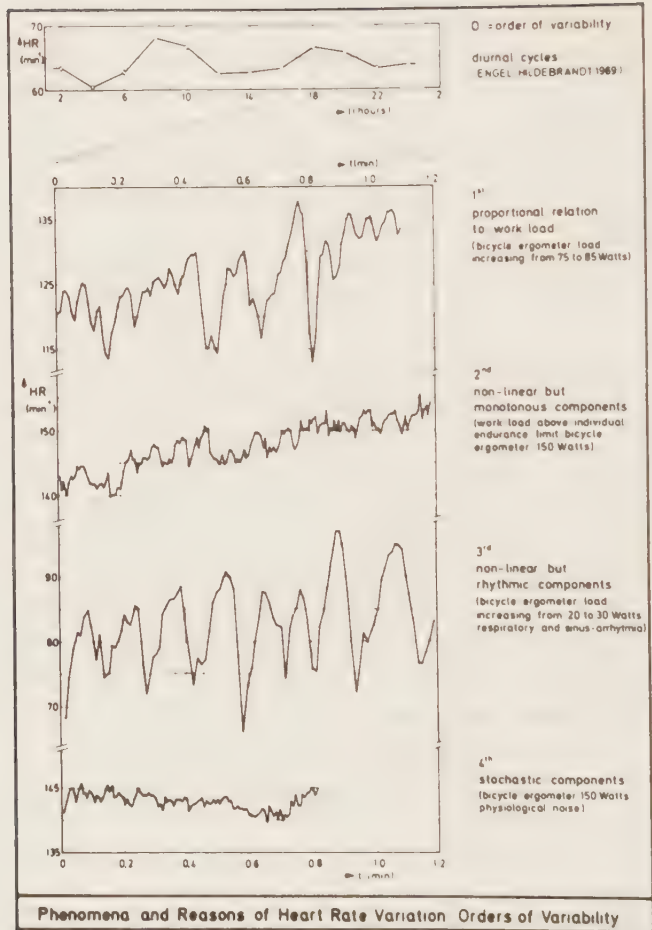


Abb. 10: Verschiedene Momentanpulsfrequenzverläufe als Beispiel für die Ausprägung der PF-Variabilitäten unterschiedlicher Ordnung.
(Nach PHILIPP u. LAURIG, 1972)

Während unter Ruhebedingungen die Grösse der Herzperiodenstreuung vom Ausmaß der respiratorischen Pulsschwankungen wesentlich mitbestimmt wird, verlieren diese unter Arbeitsbelastung durch die ergotrope Kreislaufeinstellung und der damit verbundenen Abnahme des Vagustonus sicher an Bedeutung (vgl. FLEISCH u. BECKMANN 1932; TIITSO u. PEHAP 1937; JORDAN 1960; PHILIPP u. LAURIG 1972 u.a.). Weitere Faktoren, die eine Abschwächung der atemperiodischen Einflüsse auf die Herzschlagfolge bewirken, bestehen in der auch von uns nachgewiesenen Kopplung des Atemrhythmus an den Tretrhythmus, in der insgesamt höheren Atemfrequenz bei Arbeit und in der von DAUMANN (1965) sowie HILDEBRANDT u. DAUMANN (1965) nachgewiesenen signifikanten Abnahme der Puls-Atem-Phasen-Kopplung schon unter geringer Arbeitsbelastung von 30 Watt. Außerdem zog HILDEBRANDT (1960) aus den inhomogenen Häufigkeitsverteilungen der Atemperiodendauern, die Häufigkeitsgipfel im Abstand der Herzperiodendauern aufweisen, den Schluß, daß der Herzrhythmus der führende ist und deshalb die Atmung durch Kopplungswirkungen keinen entscheidenden Einfluß auf die Größe der Herzperiodenvariabilität haben kann.

Die Mechanismen, die unter Arbeitsbedingungen bei Trainierten und Untrainierten eine Verringerung der Herzperiodenstreuung bewirken, treten bei ersteren verstärkt hervor. Welche kreislaufdynamische Bedeutung hat nun die von uns beschriebene Einengung der Periodenvariabilität des Herzschlags und wie ist diese als Teilglied in den Rahmen der Arbeitsumstellung des Kreislaufs einzuordnen? HILDEBRANDT u. DAUMANN (1965), HILDEBRANDT (1967) sowie STUTTE (1967) haben auf die Tatsache hingewiesen, daß sich Kreislaufunktionsgrößen einerseits bei Arbeit und andererseits besonders in trophotropen Situationen, wie Trainiertsein, Ruhe und Nachtschlaf, durch eine strengere Frequenzkoordination mit anderen Rhythmen auf ganzzahlige Verhältnisse, auf ein regulatorisches Optimum einstellen können. HILDEBRANDT (1967) hat betont, daß die ökonomische Leistungsanpassung, die bei einem trainierten Organismus vorausgesetzt werden kann, durch die Qualität der rhythmischen Ordnung noch verstärkt werden kann (vgl. GOLENHOFEN 1966).

Da es sich bei Ergometerarbeit vor allem um eine Beanspruchung der unteren Extremitäten handelt, ist eine optimale Blutversorgung der Muskulatur unter anderem von einer zeitgerechten Arterienfüllung abhängig, welche durch eine koordinative Abstimmung zwischen Herzrhythmus und arterieller Grundschiwingung gefördert werden könnte. HILDEBRANDT u. Mitarb. (1959), GADERMANN u. Mitarb. (1961), MILLAHN (1962), MILLAHN u. ECKERMANN (1966), DUPONT (1968) sowie DUPONT u. HILDEBRANDT (1971) sahen die Bedeutung einer ganzzahligen Koordination zwischen Pulsperiodendauer und arterieller Grundschiwingung in der ökonomischen Nutzung der arteriellen Resonanzverhältnisse, die dann gegeben ist, wenn der Blutausswurf aus dem Herzen phasengerecht mit der stehenden Welle im arteriellen System erfolgt. Besonders von HILDEBRANDT (1963, 1967) ist diese Abstimmung als Teilglied einer umfassenden rhythmischen Funktionsordnung angesehen worden. GADERMANN u. Mitarb. (1961) fanden bei hochtrainierten Leistungssportlern einen strengeren Häufigkeitseingefel der Quotientwerte von Pulsperiodendauer und arterieller Grundschiwingung bei 2,0 bzw. 3,0, bei Kreislaufregulationsstörungen dagegen breitere Verteilungsformen, und deuteten diese strenge ganzzahlige Koordination zwischen Herztätigkeit und arterieller Eigenschwiwingung als ein Kennzeichen der Leistungsfähigkeit der Kreislaufregulation. Als führender Rhythmus gilt hierbei allgemein die Grundschiwingungsdauer, da diese auch bei Verfolgung der Tagesgänge und Jahresgänge nur eine geringe individuelle Schwankungsbreite mit einem mittleren Variabilitätskoeffizienten von $\pm 5\%$ zeigte (vgl. JUNGSMANN 1953) und die Pulsfrequenz selbst nicht die Frequenz der Grundschiwingung beeinflusst (JUNGSMANN u. ROHR, 1953).

HILDEBRANDT u. KLEIN (1969); sowie KLEIN (1969) stellten auch unter Arbeitsbelastung eine gleich strenge Verteilung der Quotientwerte um 2,0 fest, welche auch im Tagesgang annähernd konstant gehalten wurde, während unter Ruhebedingungen durch die größeren Schwankungen der Pulsperiodendauer das ganzzahlige Verhältnis zwischen Herzrhythmus und Grund-

schwingung von 2:1 nur im Bereich der Minima der Tagesleistungsfähigkeit eingestellt wurde. Dementsprechend war auch der Arrhythmiegrad der Pulsfrequenz nach SCHLOMKA u. REINDELL (1936) sowie SCHLOMKA (1937) unter Belastung geringer und wies keine wesentlichen Tagesschwankungen auf.

Aus diesen Befunden geht schon hervor, daß die ganzzahlige Frequenzkoordination dieser beiden Rhythmen eine spezifische Abstimmung darstellt, welche bei relativ konstanter Grundswingungsdauer umso vollkommener sein muß, je geringer die Variabilität der Herzperiodendauer ist. Da diese koordinative Abstimmung unter trophotropen Ruhebedingungen bei Trainierten strenger ist als bei Untrainierten (vgl. GADERMANN u. Mitarb. 1961; MILLAHN 1962) scheint es möglich, daß die Trainierten auch unter körperlicher Belastung diese Abstimmung länger aufrecht erhalten können als Untrainierte. Nach HILDEBRANDT u. KLEIN (1969) bleibt die ganzzahlige Abstimmung zwischen Herzrhythmus und arterieller Grundswingung, bezogen auf die Grundswingungsdauer an der oberen Extremität, bei Arbeit unterhalb der Dauerleistungsgrenze erhalten. Allerdings kann dies, ebenso wie die Befunde von MILLAHN u. ECKERMANN (1966), die unter gleichen Untersuchungsbedingungen auch bei höheren Belastungsstufen eine ganzzahlige Koordination feststellten, in diesem Zusammenhang nicht direkt gewertet werden. NITSCHKE (1973 unveröffentlicht) konnte allerdings, bezogen auf die Grundswingungsdauer an der unteren Extremität, diese Befunde nicht bestätigen.

Eine endgültige Entscheidung darüber, inwieweit die beim Trainierten verringerte Herzperiodenstreuung allein ein Ausdruck der strengeren Koordination zwischen den Kreislaufrythmen ist, dürfte erst nach weiteren vergleichenden Untersuchungen möglich sein. Möglicherweise steht die von uns nachgewiesene Fähigkeit des trainierten Organismus, die Variabilität von Herzschlag und Atemrhythmus unabhängig voneinander zu variieren, damit in Zusammenhang.

Vorerst erscheint die Zunahme der Atemperiodenstreuung des Trainierten unter Arbeitsbelastung nur als Ausdruck einer unabhängigeren bzw. bewußteren Atemführung, die auch eine strengere Ankopplung an den Arbeitsrhythmus zuläßt.

V. Zusammenfassung

An acht trainierten und acht untrainierten gesunden männlichen Versuchspersonen im Alter von 20-30 Jahren wurden auf dem Fahrradergometer bei einer Leistung von 60 Watt mit vier verschiedenen Tretfrequenzen Arbeitsversuche durchgeführt. Dabei wurden durch fortlaufende Registrierung das Frequenzverhalten sowie in fünfminütlichen Abständen über jeweils eine Minute die Periodendauern von Herzschlag und Atmung registriert und die Abhängigkeit dieser Kreislauffunktionsgrößen vom Trainingszustand untersucht. Um eine von der Frequenz unabhängige Aussage über die Variabilität der Herz- und Atemperiodendauern machen zu können, wurde der Variabilitätskoeffizient auch in Abhängigkeit von der mittleren Periodendauer auf Gruppenunterschiede hin geprüft. Außerdem wurde der Einfluß der Tretfrequenz auf Frequenzverhalten und Variabilität von Herzschlag und Atmung untersucht.

Während sich im Verhalten der Herzfrequenz in Ruhe sowie bei Arbeit und Erholung keine signifikanten Unterschiede fanden, lag die Variabilität der Herzperioden (VC_{PPD}) bei den Trainierten signifikant niedriger als bei den Untrainierten.

Während die Atemfrequenz der Trainierten in allen Versuchsabschnitten statistisch gesichert höher lag als bei den Untrainierten, war ein signifikanter Unterschied in der Variabilität der Atemperioden nicht nachzuweisen.

Auch die Untersuchung der Periodenvariabilität in Klassen gleicher Periodendauern ergab unter- und oberhalb des normalen Frequenzbereiches (700-900 msec Periodendauer) gesichert niedrigere Werte bei den Trainierten.

Die Atemperiodenvariabilität in Klassen gleicher Periodendauern zeigte formal das gleiche Verhalten wie beim Herzschlag, indem sich beide Gruppen diesseits und jenseits eines mittleren Bereiches der Atmung zwischen 3-5 sec Periodendauer (12-20 A/min.) signifikant unterschieden, allerdings mit einer höheren Variabilität bei den Trainierten.

Mit steigender Tretfrequenz nahm die Herzfrequenz zu, ein eigener Einfluß auf die Variabilität des Herzschlags bestand aber nicht.

Zwischen Tret- und Atemrhythmus ließen sich Kopplungserscheinungen nachweisen, die bei strenger Kopplung zu Normalverteilungen, bei schwächerer Kopplung zu mehrgipfligen bis bandenförmigen Verteilungsformen der Atemperiodendauern führten. Die Häufigkeit der Kopplungen nahm bei den Trainierten mit steigender Arbeitsschwere stärker als bei den Untrainierten zu.

Trotzdem zeichneten sich die Trainierten während Tretarbeit durch eine größere Variabilität der Atmung aus, was auch an ungekoppelten Normalverteilungen der Atemperiodendauern bewiesen werden konnte.

Die Befunde wurden mit dem in der Literatur beschriebenen Streuungsverhalten der Herz- und Atemperiodendauer verglichen und unter Berücksichtigung der methodischen Unterschiede besprochen.

Als Ursache der geringeren Herzperiodenstreuung der Trainierten wird eine strengere Koordination der Kreislauf rhythms diskutiert, während die Zunahme der Atemperiodenstreuung insbesondere auf eine bewußtere Atemführung bezogen wird.

VI. Literaturverzeichnis

ARTNER, J.: Die vegetative Steuerung des Zyklus.
Arch. Gynäk. 185, 85-110 (1954)

ARTNER, J.: Die Bedeutung der vegetativen
Untersuchung in der gynäkologischen
Endokrinologie.
Fortschr. Geburtsh. Gynäk. 10,
1-16 (1960)

BARTENWERFER, H.: Pulsrhythmikmerkmale als Indikatoren
der psychischen Anspannung.
Psychol. Beitr. 4, (1959)

BRAUCH, F.R., u. K.
PRESSLER: Isorhythmie des Herzens.
Dtsch. Arch. Klin. Med. 198, 588-599
(1951)

BROUHA, L.: Physiology in industry
Evaluation of industrial stresses
by the physiological reactions of
the worker.
International series of monographs
on pure and applied biology, Vol. 4
Pergamon Press. Oxford, London,
New York, 1960

DAUMANN, F.-J.: Untersuchungen über die rhythmische
Funktionsordnung von Puls und Atmung
bei dosierter Tretarbeit. Med.
Inaug.-Diss., Marburg/Lahn 1965

DAVIES, C.T.M., and
J.M.M. NEILSON: The heart rate during recovery from
exercise in man.
J. Physiol. 176, 1 P - 2 P (1964)

- DOCUMENTA GEIGY: Wissenschaftliche Tabellen.
7. Aufl., 1968
- DUPONT, W.: Untersuchungen über die Bedeutung
der Koordination von Herzrhythmus und
arterieller Grundschwingung an Gesunden
und jugendlichen Hypertonikern.
Med. Inaug.-Diss., Marburg/Lahn 1968
- DUPONT, W., u.
G. HILDEBRANDT: Messungen der Pulswellenlaufzeit
Herz- Fuß zur Beurteilung der Koordi-
nation von Herzrhythmus und arteriel-
ler Grundschwingung bei Gesunden und
jugendlichen Hypertonikern.
Z. Kreislaufforsch. 60, 986-992 (1971)
- FLEISCH, A., u.
R. PRESSLER: Die raschen Schwankungen der Puls-
frequenz registriert mit dem Pulszeit-
schreiber. Z. ges. exp. Med. 80,
487-510 (1932)
- GADERMANN, E.,
G. HILDEBRANDT u.
H. JUNGMAN: Über harmonische Beziehungen zwischen
Pulsrhythmus und arterieller Grund-
schwingung.
Z. Kreislaufforsch. 50, 805-814 (1961)
- GOLENHOFEN, K.: Physiologische Aspekte zur Sozioso-
matik des Kreislaufs.
Verh. dtsh. Ges. Kreisf.-Forsch. 32,
23-37 (1966)
- GOLENHOFEN, K., u.
G. HILDEBRANDT: über die spontan-rhythmischen Schwan-
kungen der Muskeldurchblutung des
Menschen.
Z. Kreislaufforsch. 46, 257-270 (1957)

- GOLENHOFEN, K., u. G. HILDEBRANDT: Die Beziehungen des Blutdruck-rhythmus zu Atmung und peripherer Durchblutung.
Pflügers Arch. ges. Physiol. 267, 27-45 (1958)
- GÜNTHER, H.: Herzrhythmus und Konstitution.
Verh. dtsh. Ges. Kreisl.-Forsch. 34, 605-624 (1942)
- HESS, W.F.: Das physiologische Zusammenspiel von Kreislauf und Atmung.
Verh. dtsh. Ges. Kreisl.-Forsch. 8, 9-31 (1935)
- HILDEBRANDT, G.: Über die rhythmische Funktionsordnung von Puls und Atem.
Z. klin. Med. 150, 445-454 (1953)
- HILDEBRANDT, G.: Die rhythmische Funktionsordnung von Puls und Atmung.
Habil.-Schrift Marburg/Lahn 1958
- HILDEBRANDT, G.: Umstellungen des Atemrhythmus im Kurverlauf.
Arch. Phys. Ther. 11, 23-29 (1959 a)
- HILDEBRANDT, G.: Über die Variabilität des Pulsrhythmus (Pulsperiodenstreuung) und ihre Beeinflussung durch die CO₂ - Badekur.
Arch. Phys. Ther. 2, 132-137 (1959 b)
- HILDEBRANDT, G.: Die rhythmische Funktionsordnung von Puls und Atmung.
Habil.-Schrift Marburg/Lahn 1958
in: Z. angew. Bäder- u. Klimaheilk. 7, 553-615 (1960)

- HILDEBRANDT, G.: Rhythmus und Regulation.
Med. Welt 2, 73 - 81 (1961)
- HILDEBRANDT, G.: Biologische Rhythmen und ihre Bedeutung für die Bäder- und Klimaheilkunde.
in: W. AMELUNG u. A. EVERS: Handbuch der Bäder- und Klimaheilkunde, S. 730-757. Friedrich-Karl Schattauer, Stuttgart 1962
- HILDEBRANDT, G.: Störungen der rhythmischen Koordination und ihre balneotherapeutische Beeinflussung.
Z. angew. Bäder- u. Klimaheilk. 10, 402-420 (1963)
- HILDEBRANDT, G.: Rhythmus und Regulation unter besonderer Berücksichtigung der Blutdruckregulation.
Z. ges. inn. Med. 22, 206-213 (1967)
- HILDEBRANDT, G.: Spontanrhythmische Schwankungen der Leistungsfähigkeit beim Menschen.
Med. Welt 22, 640-648 (1971)
- HILDEBRANDT, G.,
H. JUNGMANN u.
L. STEINKE: Über die Beeinflussung koordinativer Leistungen durch Bäder- u. Klimaheilkunde (Herzrhythmus und arterielle Grundschwingung).
Z. angew. Bäder- u. Klimaheilk. 6, 126-133 (1959)
- HILDEBRANDT, G., u.
DAUMANN: Die Koordination von Puls- und Atemrhythmus bei Arbeit.
Int. Z. angew. Physiol. 22, 27-48 (1965)
- HILDEBRANDT, G., u.
H. R. KLEIN: Untersuchungen über den Tagesgang der Koordination von Herzrhythmus und arterieller Grundschwingung.
Arch. Kreisf.-Forsch. 59, 235-259 (1969)

- HILL, A.V.: Muscular Movement in Man.
New-York: Mc Graw-Hill (1927)
Zit. n. W. HOLLMANN (1959)
- HOLLMANN, W.: Der Arbeits- und Trainingseinfluß
auf Kreislauf und Atmung.
Steinkopff, Darmstadt 1959
- HOLST, E. von: Die relative Koordination als
Phänomen und als Methode zentral-
nervöser Funktionsanalyse.
Ergebn. Physiol. 42, 228-306 (1939)
- JORDAN, H.: Variationen der Pulszeitstreuung
beim Karotisdruckversuch am Menschen
in Fällen von vegetativ-endokrinen
Regulationsstörungen.
Arch. Kreisl.-Forsch. 18, 344-359 (1952)
- JORDAN, H.: Die zeitlichen Schwankungen der Herz-
schlagintervalle bei absoluter Arrhythmie.
Arch. Kreisl.-Forsch. 21, 40-49 (1954)
- JORDAN, H.: Sinussynchrone Schwankungen der Über-
leitungszeit.
Z. ges. inn. Med. 9, 199-200 (1954)
- JORDAN, H.: Herzschlagrhythmik und Lebensalter.
Z. Alternsforsch. 9, 141-145 (1955)
- JORDAN, H.: Die kurzzeitlichen Schwankungen in
der Herzperiodendauer des Menschen.
Habil.-Schrift, Leipzig 1960
- JUNGMAN, H., u. H. ROHR: Kritisches zur Pulskurvenregistrierung
und ihrer Auswertung.
Z. ges. exp. Med. 122, 60-75 (1953)

- JUNGMANN, H., u. H. ROHR: Über die Form des Femoralispulses und ihre Veränderung unter dynamischer und mechanischer Beeinflussung. Pflügers Arch. ges. Physiol. 258, 38-46 (1953)
- KALSBEEK, J.W.H.: Perceptive Last en Belastbaarheid. Stuurgroep Ergonomie, T.N.O., Jaarverslag 1963
- KALSBEEK, J.W.H.: Bericht des "Laboratoriums voor Ergonomische Psychologie," T.N.O. Jaarverslag 1964
- KALSBEEK, J.W.H.: Mentale Belastung. Van Gorcum & Comp. N.V. Assen 1967
- KARRASCH, K., u. E.A. MÜLLER: Das Verhalten der Pulsfrequenz in der Erholungsperiode nach körperlicher Arbeit. Arbeitsphysiologie 14, 369-382 (1951)
- KLEIN, H.-R.: Tagesrhythmische Untersuchungen über die Koordination von Herzrhythmus und arterieller Grundschwingung. Med.-Inaug.-Diss., Marburg/Lahn 1969
- KLIMMER, P.: Untersuchungen zum Verhalten von Momentanpulsfrequenz und Arrhythmie bei einer Kombination geistiger und körperlicher Arbeit. Dipl.-Arbeit, Inst. f. Arbeitswissensch. TH Darmstadt 1970 (unveröffentlicht)
- KOBY, F.: Über die Beziehungen zwischen Herzrhythmus und Atmung. Med.-Inaug.-Diss., Basel 1917

- KOEPCHEN, H.P.: Über rhythmische Schwankungen von Kreislaufgrößen und ihren Zusammenhang mit dem Atemrhythmus. Habil.-Schrift, Göttingen 1959
- KOEPCHEN, H.P.: Homoiostase und Rhythmus in der Kreislaufregulation, Probleme zentralnervöser Regulation, Bad Oeynhausener Gespräche V, 29-45, Springer 1962
- KOEPCHEN, H.P., u. K. THURAU: Über die Rolle des Vagus bei den durch venöse Infusionen erzeugten Herzfrequenzsteigerungen (Bainbridge-Reflex). Pflügers Arch. ges. Physiol. 264, 573-584 (1958)
- KOEPCHEN, H.P., u. K. THURAU: Über die Entstehungsbedingungen der atemsynchronen Schwankungen des Vagustonus (Respiratorische Arrhythmie). Pflügers Arch. ges. Physiol. 269, 10-30 (1959)
- KÖSSLING, F.K.: Vergleichende Untersuchung über die Regulation der Leistungs-Herzschlagfrequenz bei trainierten und untrainierten Personen mit der Methode der Pulszeitschreibung. Med. Welt 31, 1567-1572 (1960)
- LAURIG, W., u. U. PHILIPP: Veränderungen der Pulsfrequenzarrhythmie in Abhängigkeit von der Arbeitsschwere. Arbeitsmedizin, Sozialmedizin, Arbeitshygiene 7, 184-188 (1970)

- LAURIG, W., H. LUCZAK u. U. PHILIPP: Ermittlung der Pulsfrequenzarrhythmie bei körperlicher Arbeit.
Int. Z. angew. Physiol. 30, 40-51 (1971)
- LOEWY, A.: Die Wirkung ermüdender Muskelarbeit auf den respiratorischen Stoffwechsel.
Pflügers Arch. ges. Physiol. 49, 405-422 (1891)
- LUCZAK, H.: Untersuchungen zum Verhalten der Momentanpulsfrequenz bei überwiegend geistiger Tätigkeit.
Dipl.-Arbeit, Inst. f. Arbeitswissenschaft TH Darmstadt 1969 (unveröffentlicht)
- LÜHR, K.: Einfluß von Krankheiten auf die Feinschwankungen der Pulszeit.
Z. ges. exp. Med. 89, 113-123 (1933)
- MELLEROWICZ, H.: Ergometrie
Urban & Schwarzenberg, München u. Berlin 1962
- MICHAELIS, H., u. E.A. MÜLLER: Der Einfluß der Tourenzahl beim Radfahren auf die maximale O₂ - Aufnahme und auf die Ausnutzung des Atemsauerstoffs.
Arbeitsphysiologie 12, 81-91 (1943)
- MILLAHN, H.P.: Das Verhalten der Pulsperiodendauer zur Dauer der arteriellen Grundschwingung bei Jugendlichen.
Z. Kreislaufforsch. 51, 1155-1159 (196

- MILLAHN, H.P., u. P. ECKERMANN: Das Verhältnis der Pulsperiodendauer zur Dauer der arteriellen Grundschrwingung. Pflügers Arch. ges. Physiol. 289, R 96 (1966)
- MÜLLER, E.A.: Der Leistungspulsindex als Maß der körperlichen Leistungsfähigkeit. Arbeitsphysiologie 14, 271-284 (1950)
- MÜLLER, E.A.: Testleistungen zur Bestimmung der körperlichen Leistungsfähigkeit. Arbeitswissenschaft 6, Nr. 2 (1967)
- MURREL, K.F.H.: Applied ergonomics handbook, part 1 Applied ergonomics 2, 79-91 (1971)
- NITSCHKE, W.: Untersuchungen über die Koordination von Herzrhythmus und arterieller Grundschrwingung bei dosierter Körperarbeit mit direkter und indirekter Bestimmung der Grundschrwingungsdauer. Med.-Inaug.-Diss., Marburg 1973 (in Vorbereitung)
- PHILIPP, U., u. W. LAURIG: Veränderungen der Arrhythmie der Pulsfrequenz bei körperlicher Arbeit. in: W. ROHMERT, W. LAURIG, U. PHILIPP u. H. LUCZAK: Heart Rate Variability and Work- Load- Measurement. Ergonomics 3, (1972 im Druck)
- RAUTENBERGER, E., u. E. HUTSCH: Die Pulsfrequenz als Leistungsparameter beim älteren Menschen auf niedriger Belastungsstufe. Z. Kreislaufforsch. 60, 971-978 (1971)

- REINDELL, H.: Untersuchungen über die Belastungs-
arrhythmie.
Med.-Inaug.-Diss., Bonn 1935
- ROHMERT, W.: Untersuchungen über Muskelermüdung
und Arbeitsgestaltung.
Arbeitswissenschaft und Praxis, Beuth
Vertrieb, Berlin, Köln, Frankfurt 1967
- ROHRER, F.: Physiologie der Atembewegungen.
in: Handbuch der normalen und patholo-
gischen Physiologie, Bd. II, S. 70,
Springer, Berlin 1925
- SAUNDERS, J.A.: Respiratory rhythm and rhythm of
body movement in the human.
J. Physiol. (London) 106, 25 P (1947)
- SCHLOMKA, G.: Untersuchungen über die physiologische
Unregelmäßigkeit des Herzschlags.
III. Mitteilung: Über die Abhängigkeit
der respiratorischen (Ruhe-) Arrhyth-
mie von der Schlagfrequenz und vom
Lebensalter.
Z. Kreislaufforsch. 29, 510-524 (1937)
- SCHLOMKA, G., u.
H. REINDELL: Untersuchungen über die physiologische
Unregelmäßigkeit des Herzschlags.
Z. Kreislaufforsch. 28, 473-492 (1936)
- SCHWEITZER, A.: Zur Frage der respiratorischen
Arrhythmie.
Verh. dtsh. Ges. Kreisf.-Forsch. 8,
148-154 (1935)
- SKRAMLIK, E. von: Über Rhythmus und Arrhythmie.
Forsch. u. Fortschr. 17, 188-191
(1941)

- STORCH, J.: Methodische Grundlagen zur Bestimmung der Puls-Atem-Kopplung beim Menschen und ihr Verhalten im Nachtschlaf. Med.-Inaug.-Diss., Marburg/Lahn 1967
- STUTTE, K.H.: Untersuchungen über die Phasenkopplung zwischen Herzschlag und Atmung beim Menschen. Med.-Inaug.-Diss., Marburg/Lahn 1967
- TIITSO, M., u. A. PEHAP: Über den Einfluß der Körperarbeit auf die Pulsfrequenz. Arbeitsphysiologie 9, 51-61 (1937)
- VALK, J.M. van der: A simple method for the recording of human respiration. Acta physiol. pharmacol. neerl. 1, 323-326 (1950)
- VARALDI, S.: Arch. ital. Biol. 19, (1893)
Zit. n. BAYER, G. (1925)
- WENCKEBACH, K.F.: Störungen der Atemmechanismen und ihr Einfluß auf den Kreislauf. Verh. dtsh. Ges. Kreisl.-Forsch. 8, 32-51 (1935)
- WENCKEBACH, K.F., u. H. WINTERBERG: Die unregelmäßige Herztätigkeit. Leipzig 1927
- WITKE, G., u. F.J. HABERICH: Atmung und Puls des Pferdes in Ruhe und Bewegung. II. Frequenzänderungen beim Übergang von Ruhe in Bewegung und beim Wechsel der Gangart. Z. Biol. 110, 280-284 (1958)

Am Ende dieser Arbeit möchte ich Herrn Professor Dr.med. G. Hildebrandt für die Überlassung des Themas, sein ständiges Interesse am Fortgang der Arbeit, seine fördernde Kritik und für klärende Aussprachen danken.

Mein Dank gilt ebenfalls Herrn R. Schneider für die technische Unterstützung beim Einrichten des Messplatzes sowie die Anfertigung einer Fotozelle und Fräulein H. Arnold für die Herstellung der Zeichnungen.

Lebenslauf

Am 12.5.1944 wurde ich in Breslau/Schlesien geboren.
Meine Eltern sind der Vermessungsdirektor Günter Schwarz
und seine Ehefrau Käthe geb.Krug.

Von Ostern 1950 bis Ostern 1955 besuchte ich die Volksschule in Schmittlotheim/Kreis Frankenberg und die Friedrich-Ebert-Schule in Marburg und danach von 1955 - 1964 das Gymnasium-Philippinum, ein humanistisches Gymnasium, in Marburg, wo ich am 25.2.1964 das Zeugnis der Reife erhielt. Von 1964-1966 diente ich als Freiwilliger bei der Bundeswehr und wurde mit dem Dienstgrad eines Leutnant d. Res. entlassen.

Im Sommersemester 1966 immatrikulierte ich mich in der Medizinischen Fakultät der Philipps-Universität Marburg, wo ich am 14.3.1967 die Naturwissenschaftliche Vorprüfung und am 21.9.1968 die Ärztliche Vorprüfung ablegte. Im WS 1968/69 studierte ich an der Universität Innsbruck. Mein Staatsexamen bestand ich am 16.12.1971 an der Philipps-Universität Marburg/Lahn.

Die Medizinalassistentenzeit leistete ich am Diakonie-Krankenhaus in Wehrda bei Marburg/Lahn und am Institut für Arbeitsphysiologie und Rehabilitationsforschung der Universität Marburg/Lahn ab.

Am 15.3.1973 erhielt ich die Bestallung als Arzt.

Ich bin seit 1970 verheiratet mit Ingeburg Schwarz, geb. Philipp, wir haben einen Sohn.

Meine akademischen Lehrer waren die Herren Professoren und Dozenten:

In Marburg:

Amon, Arndt, Beckmann, Berendes, Betz, Bommer, Brück, Buchholz, Daume, Dietrich, Dimroth, Dölle, Doss, Exner, Friedrich, Ganz, Golenhofen, Graul, Hamelmann, Hamm, Hardewig, Hensel, Herrmann, Heß, Heuser, Hildebrandt, Hohorst, Hort, Hupe, Jacob, Karlson, Koransky, Korb, Kühnel, Kunz, Lehmann-Grube, Linneweh, Mahr, Mann, Mannheim, Martini, Mattes, Milbrad, Müller, Petry, Pots, Reim, Rodeck, Rohen, Rosenthal, Rupec, Schiff, Schimmassek, Schleyer, Schmid, Schmitz-Moormann, F. Seidel, W. Seidel, Sekeris, Seitz, Siegert, Siess, Spiegelberg, von Stosch, Straub, Strohmeyer, Stutte, Vogt, Voss, Walcher, Wendt, Wiegandt, Willenbockel, Witzel, Zilliken.

In Innsbruck:

Baumgartner, Berger, Beyrer, Braunsteiner, Gabl, Günther, Holzknecht, Huber, Konzett, Propst, Sailer, Schinzel, Schwarz, Tapfer.

